



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103082989 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 11

(21) 申请号 201210421565. 8

(22) 申请日 2012. 10. 29

(30) 优先权数据

2011-236014 2011. 10. 27 JP

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京都大田区下丸子 3 丁目 30 番 2 号

(72) 发明人 武藤健二

(74) 专利代理机构 北京魏启学律师事务所
11398

代理人 魏启学

(51) Int. Cl.

A61B 3/14(2006. 01)

A61B 3/12(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101674770 A , 2010. 03. 17,

CN 103491857 A , 2014. 01. 01,

CN 1989894 A , 2007. 07. 04,

US 2008/0055543 A1 , 2008. 03. 06,

US 2008/0100612 A1 , 2008. 05. 01,

US 2011/0007321 A1 , 2011. 01. 13,

US 2011/0213342 A1 , 2011. 09. 01,

US 2011/0228222 A1 , 2011. 09. 22,

Brandon J. Lujan, Austin Roorda, Robert

W. Knighton. Revealing Henle's Fiber Layer Using Spectral Domain Optical Coherence Tomography. 《Investigative Ophthalmology & Visual Science》. 2011, 第 52 卷 (第 3 期),

审查员 万语

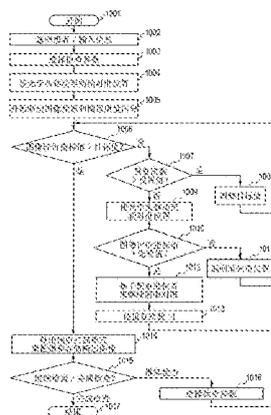
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

眼科设备和眼科方法

(57) 摘要

本发明涉及一种眼科设备和眼科方法。为了在无需检查者进行复杂的位置调整操作的情况下拍摄良好的断层图像,提供了通过利用低相干光的干涉的光学相干断层成像法来获取眼底断层图像的眼科设备。该眼科设备包括:断层图像获取单元,用于获取被检眼的断层图像;倾斜计算单元,用于计算断层图像的倾斜;以及相对位置改变单元,用于基于断层图像的倾斜来改变断层图像获取单元和被检眼之间的相对位置。可以设计表示断层图像或前眼图像的问题的评价指标,并且相对位置改变单元可以根据该评价指标来改变相对位置。该评价指标与断层图像的倾斜有关。



CN 103082989 B

1. 一种眼科设备,包括:

断层图像获取单元,用于获取被检眼的断层图像;以及

倾斜计算单元,用于计算所述断层图像的倾斜,

所述眼科设备的特征在于还包括:

相对位置改变单元,用于基于所述断层图像的倾斜来改变所述断层图像获取单元和所述被检眼之间的相对位置;以及

显示单元,用于根据所述断层图像获取单元和所述被检眼的对准位置,表示用于指定由所述相对位置改变单元执行的相对位置的改变的消息。

2. 根据权利要求1所述的眼科设备,其中,所述相对位置改变单元改变所述断层图像获取单元和所述被检眼之间的相对位置,使得所述断层图像的倾斜减少。

3. 根据权利要求1所述的眼科设备,其中,所述倾斜计算单元基于所述断层图像中的预定层的位置来计算所述倾斜。

4. 根据权利要求1所述的眼科设备,其中,所述倾斜计算单元基于所述断层图像中预定层上的两个点各自与预定位置之间的距离,来计算所述倾斜。

5. 根据权利要求4所述的眼科设备,其中,所述相对位置改变单元改变所述断层图像获取单元和所述被检眼之间的相对位置,使得所述断层图像中所述预定层上的两个点各自与所述预定位置之间的距离彼此相等。

6. 根据权利要求1所述的眼科设备,其中,所述对准位置是所述被检眼的瞳孔中心与所述断层图像获取单元的光轴对准的位置。

7. 一种眼科设备,其用作用于检查被检眼的眼底的眼底检查设备,包括:

测量光学系统,用于获取前眼图像和所述眼底断层图像;

移动单元,用于使所述测量光学系统移动;

移动控制单元,用于对所述移动单元进行控制;

评价指标计算单元,用于计算所述断层图像的图像评价指标值;

图像比较单元,用于将所述图像评价指标值与目标值进行比较;以及

显示单元,用于表示消息,

所述眼科设备的特征在于,

所述移动控制单元基于所述图像比较单元所进行的比较的结果来调整移动量,

所述移动控制单元基于调整后的移动量,根据所述测量光学系统相对于所述被检眼的眼底的对准位置使所述测量光学系统移动,以及

所述消息用于根据所述对准位置指定所述测量光学系统被所述移动控制单元移动。

8. 根据权利要求7所述的眼科设备,其中,所述图像比较单元判断所述图像评价指标值和所述目标值之间的差异是否是因所述断层图像的倾斜所引起的;以及

在所述差异是因所述断层图像的倾斜所引起的情况下,所述移动单元对所述测量光学系统的位置进行调整,从而减少所述断层图像的倾斜。

9. 根据权利要求7所述的眼科设备,其中,在对所述移动量进行调整的情况下,所述移动控制单元基于所述断层图像中的预定特征部的位置来计算所述移动量。

10. 根据权利要求7所述的眼科设备,其中,还包括显示部,所述显示部用于对所述断层图像的图像评价指标进行可视化和显示。

11. 根据权利要求 7 所述的眼科设备,其中,还包括被检眼信息存储部,所述被检眼信息存储部用于存储所述测量光学系统相对于所述被检眼的目标位置,

其中,在进行所述被检眼的再检查的情况下,从所述被检眼信息存储部检索所述被检眼的信息,并使用所检索出的目标位置作为所述再检查所用的初始目标位置。

12. 根据权利要求 11 所述的眼科设备,其中,所述被检眼信息存储部存储与眼睛被检查的人物有关的信息。

13. 根据权利要求 7 所述的眼科设备,其中,所述对准位置是所述被检眼的瞳孔中心与所述测量光学系统的光轴对准的位置。

14. 一种眼科方法,包括:

使用断层图像获取部件来获取被检眼的断层图像;以及

计算所述断层图像的倾斜,

所述眼科方法的特征在于还包括:

基于所述断层图像的倾斜来改变所述断层图像获取部件和所述被检眼之间的相对位置;以及

根据所述断层图像获取部件和所述被检眼的对准位置,对用于指定所述相对位置的改变的消息进行表示。

15. 根据权利要求 14 所述的眼科方法,其中,所述对准位置是所述被检眼的瞳孔中心与所述断层图像获取部件的光轴对准的位置。

16. 一种眼科方法,用于检查被检眼的眼底,包括:

使用测量光学系统来获取所述眼底的断层图像;

计算所述断层图像的图像评价指标值;以及

比较步骤,用于将所述图像评价指标值与目标值进行比较,

所述眼科方法的特征在于还包括:

基于所述比较步骤的结果来调整移动量;

基于调整后的移动量,根据所述测量光学系统相对于所述被检眼的眼底的对准位置使所述测量光学系统移动;以及

根据所述对准位置对用于指定所述测量光学系统被移动的消息进行表示。

17. 根据权利要求 16 所述的眼科方法,其中,还包括:

判断所述图像评价指标值和所述目标值之间的差异是否是因所述断层图像的倾斜所引起的;以及

在所述差异是因所述断层图像的倾斜所引起的情况下,对所述测量光学系统的位置进行调整,从而减少所述断层图像的倾斜。

18. 根据权利要求 16 所述的眼科方法,其中,还包括:

使用所述测量光学系统来获取前眼图像;以及

在调整所述测量光学系统的位置的步骤中使用所述前眼图像。

19. 根据权利要求 16 所述的眼科方法,其中,所述对准位置是所述被检眼的瞳孔中心与所述测量光学系统的光轴对准的位置。

眼科设备和眼科方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科设备。

背景技术

[0002] 近年来,使用光学相干断层成像(OCT)的设备(以下还称为OCT设备)已投入实际使用,其中该设备利用由于低相干光所产生的干涉来拍摄断层图像。该设备可以以与入射到被检体的光的波长大致相对应的分辨率来拍摄断层图像,因而可以以高分辨率获得该被检体的断层图像。该OCT设备作为用于获取位于眼底的视网膜的断层图像的眼科设备特别有用。

[0003] 通常使该设备的检查部(诸如测量光学系统等)与被检眼对准是有用的。

[0004] 日本特开2010-181172描述了作为用于在良好对准状态下自动拍摄断层图像的OCT设备的光学图像测量设备。

[0005] 这里,日本特开2010-181172涉及被检眼的自动对准,但并没有详细说明具体结构。

[0006] 针对被检眼的对准经常通过检测该被检眼的前眼部的瞳孔中心位置并使检查部的光轴与该检测位置对准来进行,而与手动还是自动对准无关。然而,在这种情况下,根据被检眼的特性,眼底的断层图像有可能暗。在这种情况下,需要检查者对检查部的光轴的位置进行细微调整,从而改善眼底断层图像。该操作对于检查者而言复杂。

发明内容

[0007] 考虑到上述背景,期望自动调整被检眼和用于获取该被检眼的图像的单元之间的位置关系,使得可以拍摄到良好的断层图像。

[0008] 注意,在不局限于上述期望的情况下,还期望实现根据后面所述的本发明实施例的各结构所推导出的、而且通过传统技术无法实现的作用和效果。

[0009] 考虑到上述问题,根据本发明的典型实施例,提供一种眼科设备,包括:断层图像获取单元,用于获取被检眼的断层图像;倾斜计算单元,用于计算所述断层图像的倾斜;以及相对位置改变单元,用于基于所述断层图像的倾斜来改变所述断层图像获取单元和所述被检眼之间的相对位置。

[0010] 此外,根据本发明的另一典型实施例,提供一种眼科设备,其用作用于检查被检眼的眼底的眼底检查设备,包括:测量光学系统,用于获取前眼图像和所述眼底的断层图像;移动单元,用于使所述测量光学系统移动;移动控制单元,用于对所述移动单元进行控制;评价指标计算单元,用于计算所述断层图像的图像评价指标值;以及图像比较单元,用于将所述图像评价指标值与目标值进行比较,其中,所述移动控制单元基于所述图像比较单元所进行的比较的结果来调整移动量。

[0011] 根据本发明的又一典型实施例,提供一种眼科方法,包括:使用断层图像获取部件来获取被检眼的断层图像;计算所述断层图像的倾斜;以及基于所述断层图像的倾斜来改

变所述断层图像获取部件和所述被检眼之间的相对位置。

[0012] 根据本发明的又一典型实施例,提供一种眼科方法,用于检查被检眼的眼底,包括:使用测量光学系统来获取所述眼底的断层图像;计算所述断层图像的图像评价指标值;比较步骤,用于将所述图像评价指标值与目标值进行比较;以及基于所述比较步骤的结果来调整所述测量光学系统的位置。

[0013] 根据本发明,在期望可以拍摄到良好的断层图像的情况下,可以自动调整被检眼和用于获取该被检眼的图像的单元之间的位置关系。

[0014] 通过以下参考附图对典型实施例的说明,本发明的其它特征将变得明显。

附图说明

[0015] 图 1 是示出根据本发明第一实施例的如何拍摄图像的流程图。

[0016] 图 2A 是示出根据第一实施例的眼底检查设备的主要结构的图。

[0017] 图 2B 是图 2A 所示的眼底检查设备的测量光学系统和分光器的结构示例的示意图。

[0018] 图 3A、3B 和 3C 是说明第一实施例中的通过对准期间的各操作所获得的前眼图像的图。

[0019] 图 4A 和 4B 是说明第一实施例中的对准之前和之后的断层图像的预览图像的图。

[0020] 图 5A、5B 和 5C 是说明第一实施例中在获得新对准位置时被检眼和观察用光线之间的关系关系的图。

[0021] 图 6 是说明第一实施例中的对准用画面的图。

具体实施方式

[0022] 第一实施例

[0023] 作为具有自动对准功能的 OCT 设备的本实施例的眼科设备(还已知为眼底检查设备)可以自动判断能够拍摄到良好的断层图像的位置并且可以继续该位置处的自动对准。

[0024] 设备的示意结构

[0025] 参考图 2A 来说明根据本实施例的眼底检查设备的示意结构。图 2A 是眼科设备 200 的侧视图,其中眼科设备 200 包括:作为测量光学系统的光学头 900,用于拍摄前眼图像、眼底的二维图像和断层图像;以及作为移动单元的台部 950,其使得能够使用马达(未示出)来使该光学头在图 2A 的 x、y 和 z 方向上移动。眼科设备 200 还包括包含后面所述的分光器的基座部 951。光学头 900 用作本发明的测量光学系统来获取被检眼的前眼图像和眼底的断层图像,并且用作断层图像获取单元。兼用作台部的控制单元的个人计算机 925 用作本发明的移动控制单元来控制台部 950 并构建断层图像。用于存储拍摄断层图像所用的程序等的硬盘 926 兼用作被检眼信息存储部。换句话说,该被检眼信息存储部存储与被检眼或具有该被检眼的人物有关的信息以用于进行该被检眼的后续再检查。将测量光学系统的目标位置连同人物的信息一起存储,使得可以在同一位置处或同一位置附近进行被检眼的再检查以获得一致的结果。监视器 928 是显示部,并且输入部 929 用于向个人计算机给出指示,并且具体由键盘和鼠标构成。下颏托 323 用于固定被检者的下颏和前额从而固定该

被检者的头部,由此容易地固定该被检者的被检眼。

[0026] 测量光学系统和分光器的结构

[0027] 参考图 2B 来说明本实施例的测量光学系统和分光器的结构。首先,说明光学头 900 的内部。以与被检眼 107 相对的方式配置物镜 135-1。在物镜 135-1 的光轴上,第一分色镜 132-1 和第二分色镜 132-2 使输入光路根据波长带而分成如下三个光路:OCT 光学系统的光路 351、眼底观察和固视灯所用的光路 352、以及前眼观察所用的光路 353。

[0028] 光路 352 由第三分色镜 132-3 以与上述相同的方式根据波长带进一步分割成针对眼底观察用的 CCD 172 的光路和针对固视灯 191 的光路。此外,在光路 352 上,光学头 900 包括透镜 135-3 和 135-4。透镜 135-3 由马达(未示出)所驱动以进行固视灯和眼底观察的调焦。CCD 172 对眼底观察所用的照明光(未示出)的波长、具体为约 780nm 的波长具有感光度。另一方面,固视灯 191 产生可见光从而促使被检者凝视。

[0029] 在光路 353 中,配置有透镜 135-2 和前眼观察用红外 CCD171。该 CCD 171 对前眼观察所用的照明光(未示出)的波长、具体为约 970nm 的波长具有感光度。

[0030] 光路 351 构成如上所述的 OCT 光学系统,并且用于拍摄被检眼 107 的眼底的断层图像。更具体地,使用光路 351 来获取用于形成断层图像的干涉信号。光学头 900 包括用于利用光来扫描眼底的 XY 扫描器 134。XY 扫描器 134 是为了简单而作为一镜例示的,而且用于在 X 轴和 Y 轴的两个方向上进行扫描。光学头 900 包括透镜 135-5 和 135-6,并且透镜 135-5 由马达(未示出)所驱动,从而使来自光源 101 的、从连接至光学耦合器 131 的光纤 131-2 出射的光聚焦到被检眼 107 的眼底上。通过反向进行该聚焦操作,使来自被检眼 107 的眼底的反射光作为光斑聚焦到光纤 131-2 的端部上,由此入射到光纤 131-2。

[0031] 接着,说明从光源 101 起的光路、参考光学系统和分光器的结构。

[0032] 光学头 900 包括上述的光源 101、镜 132-4、色散补偿玻璃 115、上述的光学耦合器 131、连接至光学耦合器并且一体化的单模光纤 131-1~131-4、以及透镜 135-7。基座部 951 包括分光器 180。

[0033] 这些元件构成 Michelson 干涉仪。从光源 101 出射的光穿过光纤 131-1 并且由光学耦合器 131 分割成光纤 131-2 侧的测量光和光纤 131-3 侧的参考光。该测量光经由上述 OCT 光学系统的光路 351 照射作为观察对象的被检眼 107 的眼底,并且由视网膜反射或散射以经由相同光路到达光学耦合器 131。

[0034] 另一方面,参考光穿过光纤 131-3、透镜 135-7 和色散补偿玻璃 155 从而到达镜 132-4,并且由镜 132-4 反射,其中色散补偿玻璃 155 是为了对测量光和参考光之间的色散进行调整所插入的。然后,该参考光沿着相同光路返回并且到达光学耦合器 131。

[0035] 光学耦合器 131 使测量光与参考光合成以产生干涉光。这里,在测量光的光路长度与参考光的光路长度几乎相同的情况下发生干涉。镜 132-4 由马达(未示出)和驱动机构(未示出)以在光轴方向上可调整的方式来保持,因而可以将参考光的光路长度调整为根据被检眼 107 而改变的测量光的光路长度。该干涉光经由光纤 131-4 被引导至分光器 180。

[0036] 另外,在光纤 131-2 中配置有测量光侧的偏光调整部 139-1。在光纤 131-3 中配置有参考光侧的偏光调整部 139-2。这些偏光调整部包括光纤以环状绕线的一部分,并且使该环状部分以光纤的长度方向为中心转动使得该光纤发生扭转。因而,可以分别对测量光和

参考光的偏光状态进行调整。在该设备中,预先调整并固定测量光和参考光的偏光状态。

[0037] 分光器 180 由透镜 135-8 和 135-9、衍射光栅 181 以及线传感器 182 构成。

[0038] 从光纤 131-4 出射的干涉光经由透镜 135-8 成为准直光,然后由衍射光栅 181 进行分光从而经由透镜 135-9 在线传感器 182 上形成图像。

[0039] 接着,说明光源 101 的外周。光源 101 是作为代表性的低相干光源的超发光二极管 (SLD)。例如,中心波长为 855nm,并且波长带宽约为 100nm。这里,由于带宽对所获取的断层图像在光轴方向上的分辨率产生影响,因此带宽是重要参数。另外,这里选择 SLD 作为光源的类型,但在光源可以发射低相干光的情况下就足够了。可以使用放大自发辐射 (ASE) 源等。关于中心波长,考虑到对眼睛进行测量,近红外光是适当的。另外,由于中心波长对所获取的断层图像在横方向上的分辨率产生影响,因此期望该波长尽可能短。在本实施例中,由于这两个原因,将中心波长设置为 855nm。

[0040] 在本实施例中,使用 Michelson 干涉仪,但还可以使用 Mach-Zehnder 干涉仪。根据测量光和参考光之间的光强度差,期望如下:在该光强度差大的情况下使用 Mach-Zehnder 干涉仪,并且在光强度差相对小的情况下使用 Michelson 干涉仪。

[0041] 用于拍摄断层图像的方法

[0042] 将说明用于使用眼底检查设备 200 来拍摄断层图像的方法。眼底检查设备 200 可以通过对 XY 扫描器 134 进行控制来拍摄被检眼 107 的眼底中的期望部位的断层图像。

[0043] 首先,测量光 105(参见图 5A)在图 5A 的 x 方向上扫描,使得线传感器 182(图 2B)在眼底中的 x 方向上的拍摄范围内拍摄预定次数的信息。对在 x 方向上的特定位置处在线传感器 182 上所获得的亮度分布进行快速傅立叶变换 (FFT),并将通过该 FFT 所获得的线状亮度分布转换成要显示在监视器 928 上的浓度或颜色信息。将该转换信息称为 A 扫描图像。将排列有多个 A 扫描图像的二维图像称为 B 扫描图像。在拍摄到用于构建一个 B 扫描图像的多个 A 扫描图像之后,使 y 方向上的扫描位置移动,并且再次进行 x 方向上的扫描,从而获取到多个 B 扫描图像。

[0044] 将多个 B 扫描图像或根据这些多个 B 扫描图像所构建的三维断层图像显示在监视器 928 上,以用来由检查者对被检眼进行诊断。

[0045] 用于拍摄断层图像的流程

[0046] 图 1 示出拍摄流程图,并且按所示步骤的顺序来说明该拍摄流程图。

[0047] 在步骤 1001 中,拍摄开始。个人计算机 925 执行拍摄用程序,使得将拍摄用画面(参见图 6 及以下的相关说明)显示在监视器 928 上。同时,使 XY 扫描器 134 工作。该处理自动进入步骤 1002。

[0048] 在步骤 1002 中,监视器 928 显示患者信息输入画面,并且检查者选择患者、或者在新患者的情况下输入患者信息。通过检查者的操作(诸如使用鼠标点击显示在患者信息输入画面上的确定 (OK) 按钮等),该处理进入步骤 1003。

[0049] 在步骤 1003 中,监视器显示检查参数选择画面,并且检查者设置诸如被检眼的左右、断层图像的范围、所拍摄的断层图像的数量、以及要包括在 B 扫描图像中的 A 扫描图像的数量等的检查参数。将拍摄断层图像所用的这些设置称为扫描模式。然后,通过检查者的操作(诸如使用鼠标点击显示在检查参数选择画面上的确定按钮等),该处理进入步骤 1004。

[0050] 在步骤 1004 中,控制单元(个人计算机)925 使光学头 900 移动至初始对准位置。
[0051] 监视器 928 显示诸如图 6 所示等的拍摄断层图像所用的画面。在该步骤中,显示前眼图像和眼底图像。前眼图像监视器 2203 包括前眼图像 2203a 和被检眼的左/右选择按钮 2203b,其中前眼图像监视器 2203 还具有利用亮度来显示选择了哪只眼的功能。“2201”表示眼底图像,“2208a”表示后面所述的断层图像预览的 B 扫描图像的位置,并且“2208b”表示步骤 1003 中所选择的断层图像拍摄范围。这里,作为示例,位置 2208a 位于黄斑 2210 上。

[0052] 在该步骤中,使光学头 900 根据被检眼的左右而移动至测量开始位置,并且前眼观察用 CCD 171 拍摄被检眼 107 的前眼部的图像。图 3A 示出该图像的示例,并且该图像的中央(表示为标识 2203c 和 2203d 的交点)与光学头 900 的测量光学系统的光轴对准。关于 XY 方向,控制单元使光学头 900 移动,使得瞳孔 2203e 的中心与图像中央位置对准。在相对进行了光学头 900 和前眼图像的中心之间的定位的情况下,该对准可以是足够的。因此,用于使光学头 900 移动的控制单元 925 和台部 950 等的结构一起作用于使这些元件之间的相对位置改变的相对位置改变单元,并且还可以采用使前眼部侧移动的结构。图 3B 示出移动后的前眼部的图像的示例,其中瞳孔 2203e 的中心与图像中央对准。关于 Z 方向,基于投影到前眼部的图像上的亮点(未示出)的大小等来使光学头 900 移动以进行调整。例如,进行 Z 方向上的调整,使得该亮点的大小最小。

[0053] 光学头 900 在该步骤的对准之后的位置被称为初始对准位置。通过图像处理来提取瞳孔 2203e 的中心。换句话说,基于最初光学头 900 所获得的被检眼的前眼部的图像来进行该初始对准。

[0054] 之后,该处理自动进入步骤 1005。

[0055] 在步骤 1005 中,显示断层图像预览和图像质量向导。

[0056] 个人计算机 925 根据来自线传感器 182 的信号构建(图 6 所示的)位置 2208a 处的断层图像,并且显示如图 6 的 2202 所示的图像。另外,标识 2205 表示作为所显示的断层预览图像 2202 的图像质量向导的 Q 指标值。换句话说,作为显示部的监视器 928 使断层图像的图像评价指标或其值可视化并进行显示。随着该指示器位于越接近右端的位置处,该图像的 Q 指标值越高,因而从视觉上所显示的图像的质量提高。这里,Q 指标是 OCT 图像评价指标并且表示该图像的直方图中的对于诊断有效的像素的比率。计算该 Q 指标并将该 Q 指标与目标值或其它对准位置处的值进行比较。上述操作利用用作如下程序模块的区域来进行,其中该程序模块用于作为个人计算机(移动控制单元)925 内的评价指标计算单元和图像比较单元来执行该操作。用于执行该操作的程序与上述拍摄用程序一体化并且由个人计算机 925 来执行。

[0057] 以下文献描述了用于计算 Q 指标的方法。

[0058] “A new quality assessment parameter for optical coherence tomography, British Journal of Ophthalmology 2006, vol. 90, pp. 186-190”

[0059] 这里,使用 Q 指标值作为图像质量向导,但还可以使用以下的其它图像评价指标,或者甚至可以使用这里并未公开的更多图像评价指标。

[0060] (1) 作为传统上已经使用的指标的 SNR(信噪比),其表示图像亮度值(即,信号)的最大值和背景噪声的亮度值之间的比。

[0061] (2) 局部图像对比度,其是根据视网膜的局部区域的平均亮度值和背景的平均亮度值所求出的对比度。参考图 4A 来说明其示例。图 4A 示出显示在断层图像预览图像 2202 中的断层图像的预览图像。“A1”是视网膜内相对暗的外核层 (ONL) 的部分区域并且“A2”是背景部的部分区域。根据这两个区域的平均亮度值来计算对比度。

[0062] 局部对比度不限于 ONL 和背景之间的对比度,而且还可以是诊断所需的各层之间的对比度、层和背景之间的对比度,其中可以对该局部对比度进行设置,使得检查者可以选择相关层。

[0063] 局部图像对比度的计算需要用于区分出 ONL 等从而识别区域的分割。

[0064] 在该步骤中,进行了以下操作:通过使镜 132-4 移动所进行的参考光路的光路长度调整、利用透镜 135-3 所进行的眼底图像的聚焦、以及利用透镜 135-5 所进行的断层图像的聚焦。还对这些操作进行自动调整,但如图 6 所示,在该画面上配置有门位置调整滑块 2207 和焦点位置调整滑块 2208,使得检查者可以在该自动调整之后进行细微调整。接着,该处理自动进入步骤 1006。

[0065] 在步骤 1006 中,判断作为计算单元所计算的上述图像评价指标值的 Q 指标值是否高于预定目标值。如上所述,在图像评价单元判断为图像评价指标值高于目标值、即图像良好的情况下,该处理进入步骤 1014。在判断为图像评价指标值为目标值以下、即图像不好的情况下,该处理进入步骤 1007。

[0066] 在步骤 1007 中,判断针对步骤 1006~1012 的对准细微调整例程的重复次数是否大于设置值。在该重复次数大于设置值的情况下,该处理进入步骤 1008,其中在步骤 1008 中,将图像评价指标的目标值修正为较小值,并且该处理返回至步骤 1006。这是因为根据被检眼存在在任意位置处都无法实现高的图像评价指标值的情况,并且在这种情况下需要结束自动对准动作。在重复次数为设置值以下的情况下,该处理进入步骤 1009。

[0067] 在步骤 1009 中,使光学头 900 移动至新对准位置。在该移动之前,使前眼的自动对准功能临时停止。

[0068] 这里,说明用于求出新对准位置的方法。例如,存在断层图像在画面上发生倾斜的情况。参考图 5A~5C 来说明该情况作为对黄斑附近进行拍摄的示例。

[0069] 在图 5A 中,在被检眼 107 的视轴相对于测量光 105 没有倾斜的情况下,当通过固视拍摄黄斑时,入射光与视网膜 127 的黄斑附近几乎垂直。因此,返回光的强度高,使得可以获得高的信号强度。另一方面,在被检眼 107 的视轴存在倾斜的情况下,当如图 5B 所示、入射光 105 到达视网膜 127 时,黄斑附近相对于入射光的光轴倾斜。因此,信号强度低,并且同时,在大多情况下,断层图像如图 4A 所示倾斜。在这种情况下,作为图像评价指标的 Q 指标也为低值。即,测量系统响应于倾斜的移动与测量系统响应于低的评价指标值的移动相同。

[0070] 例如,通过上述分割,对相对于断层图像中亮度最高的色素上皮 (RPE) 层的图像端部的距离、或者相对于图像上部的边界的距离进行比较,从而使光学头 900 移动。具体地,使光学头 900 移动,使得图 4A 中图像左上部(门位置)和左端的 RPE 层之间的距离 L1 与图像右上部和右端的 RPE 层之间的距离 L2 基本相等。这样,在本实施例中,在个人计算机 925 确定距离 L1 和距离 L2 的情况下确定表示断层图像的倾斜的值。换句话说,个人计算机 925 确定断层图像的倾斜。距离 L1 和距离 L2 各自是包括在个人计算机 925 所获得的

图像中的断层图像和图像端部之间的距离。图 4B 和 5C 示出作为光学头 900 从初始对准位置起在 X 方向上移动了 d 的情况的、移动之后的示例。入射光 105 与黄斑附近大致垂直,并且如图 4B 所示,两端上的距离 L_1 和 L_2 大致相同。在该条件下, Q 指标值在大多情况下为高。换句话说,在对作为测量光学系统的光学头 900 的移动量进行调整时,个人计算机 925 基于诸如断层图像中的 RPE 层的两端等的可以通过分割作为亮度高的预定特征部来容易地提取的部位的在该断层图像上的位置、即基于相对于断层图像上的门位置的距离,来计算调整量。换句话说,个人计算机 925 计算距离 L_1 和距离 L_2 ,因此个人计算机 125 与用于计算断层图像的倾斜的倾斜计算单元的示例相对应。

[0071] 注意,个人计算机 925 存储使光学头 900 的移动量和移动方向与作为倾斜所指定的值相关联的表。个人计算机 925 基于该表来确定光学头 900 的移动量和移动方向。另外,个人计算机 925 根据所确定的移动量和方向来通过台部 950 控制光学头 900 的移动。

[0072] 这里,已说明了如下示例:基于图像上部和 RPE 层之间的距离来进行自动倾斜校正,但在青光眼检查等的情况下考虑神经纤维层 (NFL) 时,可以基于图像上部和该 NFL 之间的距离来进行自动倾斜校正。换句话说,倾斜校正所使用的层不限于 RPE 层。可以使用除 RPE 层以外的层的位置来校正断层图像的倾斜。在本发明中,相对位置改变单元基于断层图像的倾斜来进行被检眼和断层图像获取单元之间的相对位置的改变,使得该倾斜减小。

[0073] 另外,确定断层图像的左端处 RPE 层和图像上部之间的距离 L_1 、以及断层图像的右端处 RPE 层和图像上部之间的距离 L_2 ,从而求出断层图像的倾斜,但该方法并非限制性的。例如,可以根据预定层上的至少两个点的各位置和图像端部(例如,图像上端或图像下端)之间的距离来求出该倾斜。换句话说,可以根据预定层上的至少两个点的各位置和图像上的其它预定位置(例如,图像端部)之间的距离来求出该倾斜。这里,图像端部表示拍摄范围的端部。

[0074] 另外,可以根据预定层上的至少两个点的坐标或位置之间的差异来求出该倾斜。例如,为了正确地掌握断层图像的倾斜,可以将黄斑的凹部(中央凹)设置为中心,并且设置预定层上的相对于该中心的距离相同的两个点。然后,可以将上述的距离 L_1 和 L_2 设置为这两个点各自与图像上端或图像下端之间的距离。优选改变被检眼和断层图像获取单元之间的相对位置,使得距离 L_1 和 L_2 彼此相等。

[0075] 在图 4A 中,仅例示出 X 方向(断层图像位于在 X 方向上发生倾斜的 Z 平面内),但可以在 X 或 Y 方向上、或者在 X 方向和 Y 方向这两者上进行倾斜校正。为了确定 Y 方向上的移动,需要拍摄断层图像预览作为 Y 方向上的断层图像。

[0076] 在这种状态下,该处理自动进入步骤 1010。

[0077] 在步骤 1010 中,将图像评价指标值与步骤 1009 中的移动之前的值(即,先前值)进行比较。在图像评价指标值小于先前值的情况下,该处理进入步骤 1011。在图像评价指标值大于先前值的情况下,该处理进入步骤 1012。

[0078] 在步骤 1011 中,使光学头 900 移动至先前位置。在这种情况下,在该步骤中,可以通过乘以用于对所计算的校正量进行加权的系数来使移动量改变为不与当前移动量相同。例如,可以将根据倾斜所计算的校正量乘以 0.5 的系数以获得该结果作为实际移动量。此外,认为图像评价指标由于除倾斜以外的因素而下降,因而可以进行设置从而使下次移动了固定步长量。

[0079] 在步骤 1012 中,在上述示例中,在相对于瞳孔中心远离了(图 5 中的)距离 d 的位置处、即在新对准位置处开始前眼自动对准,并且该拍摄操作继续。因而,即使在拍摄时间相对长的断层图像拍摄中,也可以在维持所获取图像的良好状态的情况下拍摄图像。临时存储表示新对准位置的、相对于瞳孔中心的距离 d 。

[0080] 图 3C 示出这种情况下的前眼图像 2203a。在相对于瞳孔 2203e 的中心的距离为 d 的位置处显示表示新对准位置的标记 2203f,从而向检查者通知在该新位置处继续对准。之后,该处理自动进入步骤 1013。

[0081] 在步骤 1013 中,使重复次数增加 1,并且该处理返回至步骤 1006。

[0082] 然后,重复步骤 1006~1013,并且最终该处理进入步骤 1014。

[0083] 在步骤 1014 中,利用步骤 1003 中所设置的扫描模式来拍摄断层图像,并且同时,将该断层图像存储在个人计算机 925 内的存储装置中。该存储操作可以自动进行或者通过利用鼠标点击(图 6 所示的)拍摄按钮 2209 来进行。该处理自动进入步骤 1015。

[0084] 在步骤 1015 中,显示用于选择是继续该检查还是完成该检查的画面,并且检查者选择继续和完成的其中一个。另外,在该阶段可以显示所拍摄的断层图像。在要继续该检查的情况下,该处理进入对下一拍摄所用的检查参数进行设置的步骤 1016,并且该处理返回至步骤 1006。在要完成该检查的情况下,该处理进入步骤 1017,其中在该步骤 1017 中,该检查完成。

[0085] 以上已说明了本实施例的眼底检查设备所进行的拍摄的流程。

[0086] 在存储断层图像时将每次更新时所存储的新对准位置连同患者信息(即,存储在个人计算机 925 内的硬盘 926 的被检眼信息存储部中的被检眼检查信息)一起存储在该硬盘中。因而,当进行用于检查同一被检眼的再检查时,将作为调整时的初始对准位置的目标位置设置为新对准位置。在使光学头 900 移动至该初始目标位置之后,从该位置起开始自动对准,使得可以从 Q 指标值高的状态起开始自动对准。在图 5A 的示例中,可以不从瞳孔中心起而从与瞳孔中心相距了距离 d 的位置起开始自动对准。因此,可以通过缩短检查时间来减轻被检者的负担。

[0087] 如上所述,根据本发明,可以自动找到能够拍摄到良好断层图像的位置,使得可以使检查者的操作简化。

[0088] 另外,由于自动调整被检眼和针对该被检眼的图像获取单元之间的位置关系、使得可以拍摄到良好断层图像,因此可以使检查者的操作简化。

[0089] 此外,可以自动拍摄良好断层图像,并且可以继续用于获取良好断层图像的自动对准。

[0090] 该设备的使用对于检查者而言是容易的,并且由于使检查时间缩短,因此可以减轻被检者的负担。

[0091] 另外,由于使断层图像的图像评价指标可视化并进行显示,因此检查者容易判断断层图像是否良好。

[0092] 另外,当存储断层图像时,针对各被检者存储调整目标位置。当检索被检者信息以进行再检查时,同时检索调整目标位置并将该调整目标位置设置为再检查所用的初始调整目标位置。因而,可以缩短再检查所用的对准时间,由此可以进一步减轻被检者的负担。

[0093] 在自动调整对准位置从而减少如上所述的断层图像的倾斜的情况下,可以将诸如

指定执行自动调整的消息等的信息表示在监视器 928 上。这样,可以掌握对准位置相对于瞳孔中心的偏移是否是因该设备的故障等所引起的。

[0094] 除了指定对对准位置执行自动调整的消息的指示以外,可以使用诸如用于向检查者通知对对准位置执行自动调整的警告声音等的方式。

[0095] 另外,可以表示在对对准位置执行自动调整以减少断层图像的倾斜前后的 Q 指标值之间的差,或者可以表示调整之后的倾斜的值。作为这种表示的结果,检查者可以掌握针对对准位置的自动调整的执行水平。关于对准位置相对于瞳孔中心的偏移量的表示可以提供与通过上述表示所获得的效果相同的效果。

[0096] 此外,根据检查者的指示,可以将作为对对准位置执行自动调整的结果的对准位置改变为初始对准位置或对对准位置执行自动调整之前的对准位置。这样,检查者可以确认传统的对准位置处断层图像的倾斜水平。可以通过存储在瞳孔中心执行对准操作时该设备的状态、以及对相对于瞳孔中心发生偏移的位置执行对准操作时该设备的状态,来进行这种切换操作。可以经由监视器 928 上所表示的能够进行这种切换操作的开关等、或者设置在该设备上的实际或物理开关来进行这种指示。

[0097] 其它实施例

[0098] 另外,本发明还可以通过进行以下处理来实现。具体地,将用于实现上述实施例的功能的软件(程序)经由网络或各种存储介质供给至系统或设备,并且该系统或设备的计算机(CPU 或 MPU)读取并执行该程序。

[0099] 注意,所公开的技术不限于上述实施例,而且还可以在背离本实施例的精神的情况下在权利要求书的范围内以各种变形例来体现。

[0100] 例如,显示部 928 可以显示表示对黄斑的断层图像进行拍摄的 GUI(图形用户界面)。当检查者指定该 GUI 时,可以从被检眼的眼底图像自动检测黄斑,从而获取黄斑的断层图像。可以在提取出黄斑之后自动获取黄斑的断层图像、或者根据检查者的指示来获取黄斑的断层图像。

[0101] 另外,要获取的断层图像不限于黄斑的断层图像,而且还可以是诸如视盘的断层图像等的其它断层图像。

[0102] 尽管已经参考典型实施例说明了本发明,但是应该理解,本发明不限于所公开的典型实施例。所附权利要求书的范围符合最宽的解释,以包含所有这类修改、等同结构和功能。

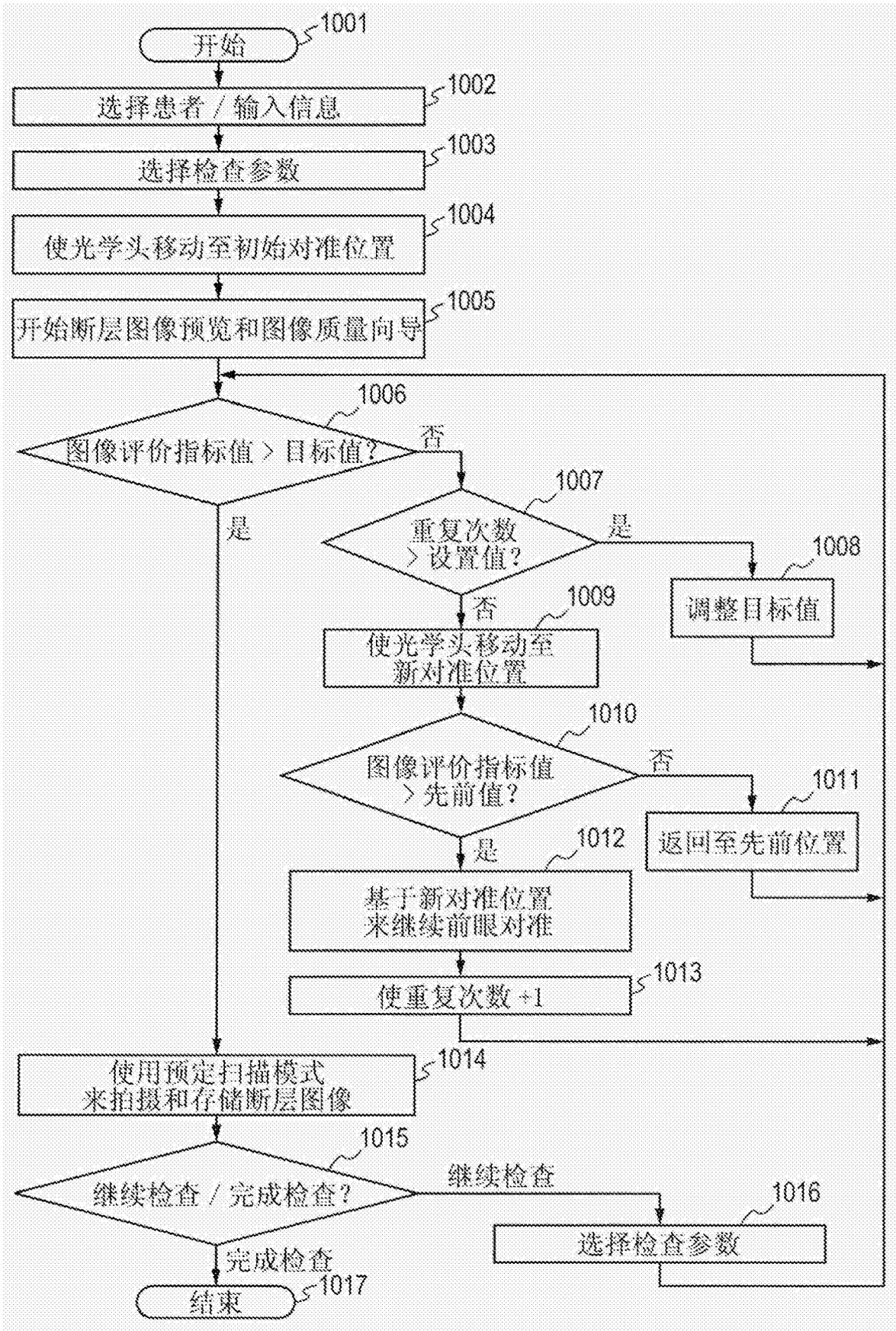


图 1

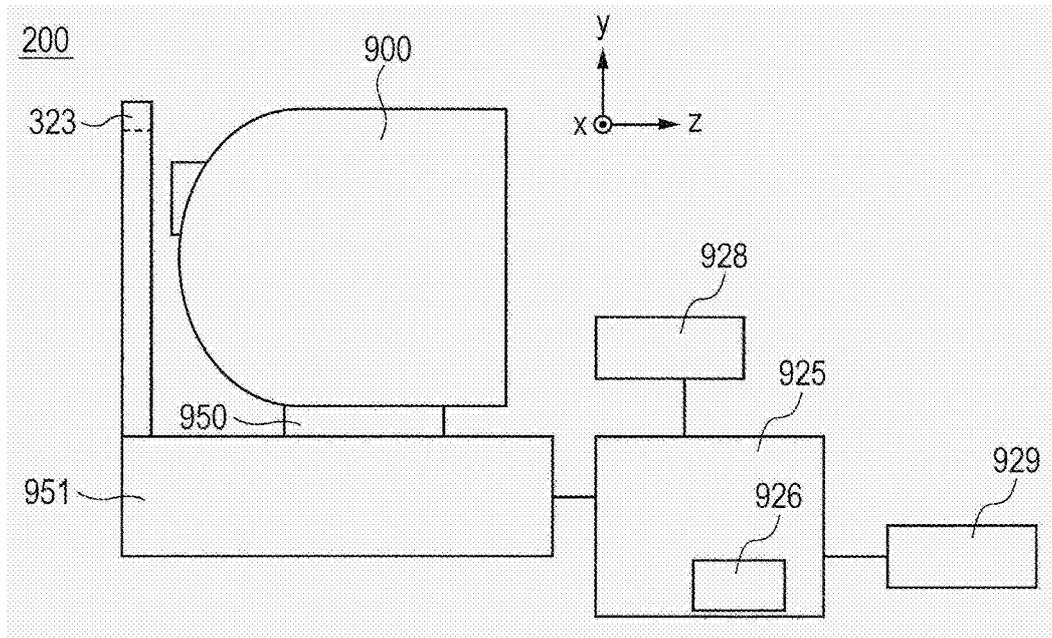


图 2A

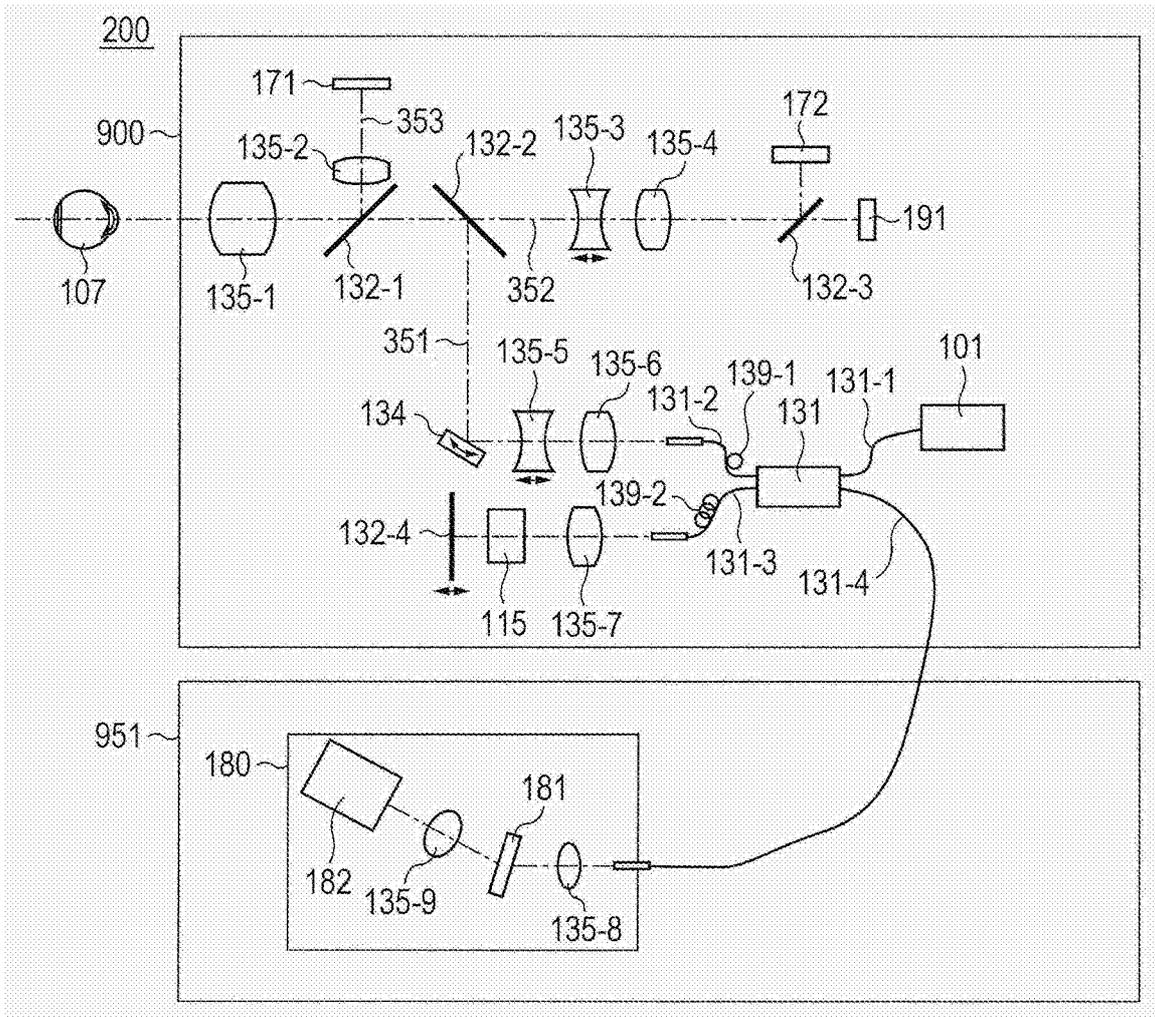


图 2B

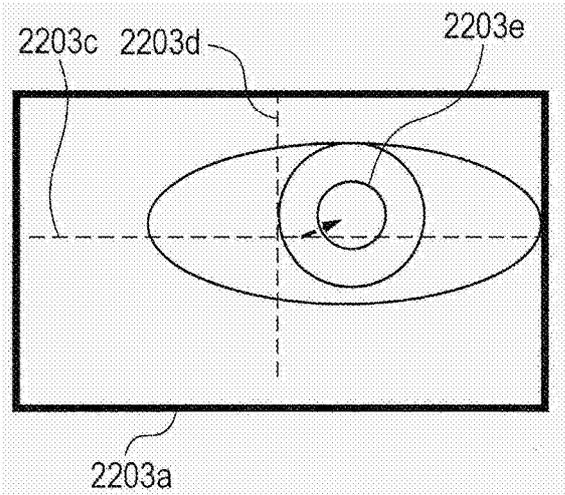


图 3A

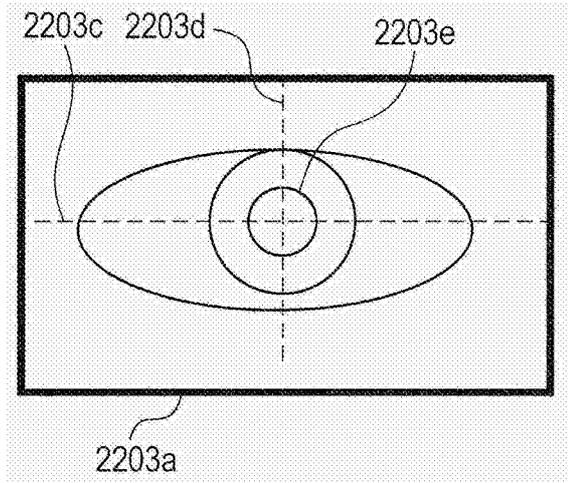


图 3B

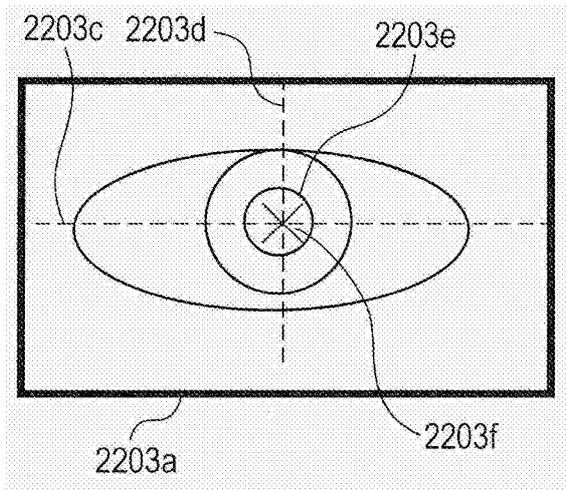


图 3C

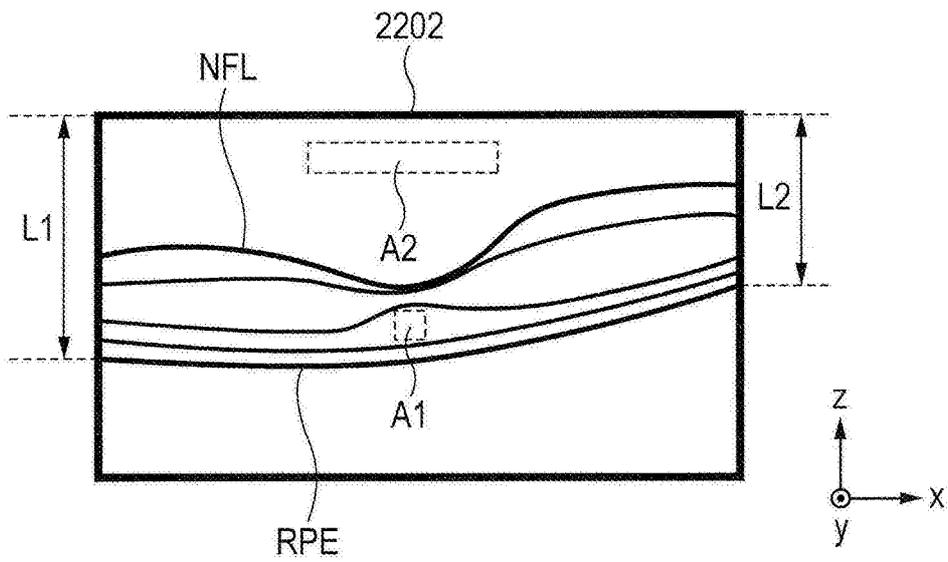


图 4A

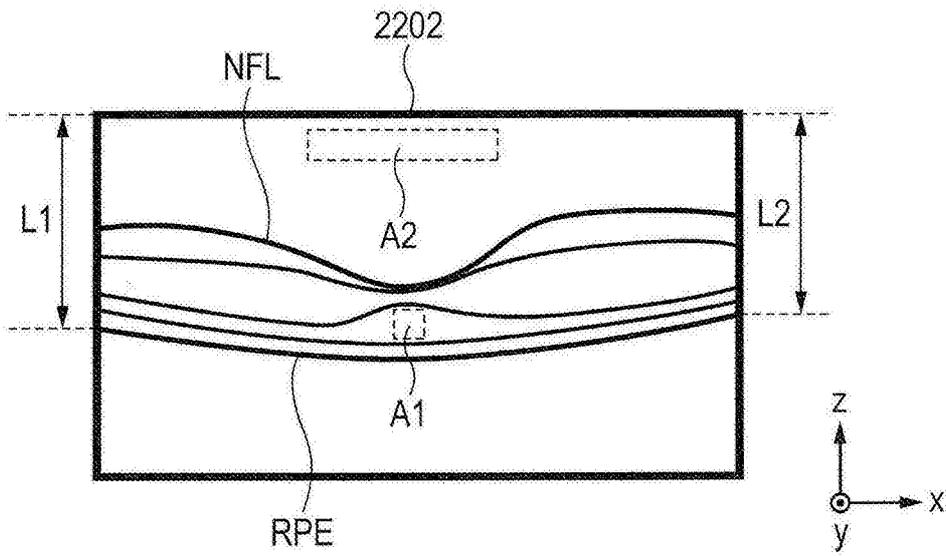


图 4B

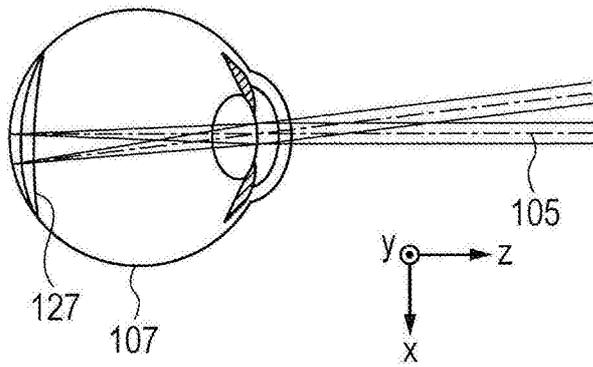


图 5A

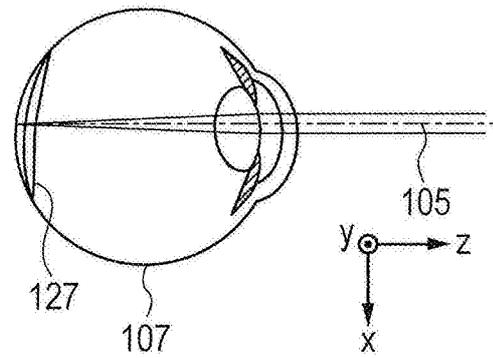


图 5B

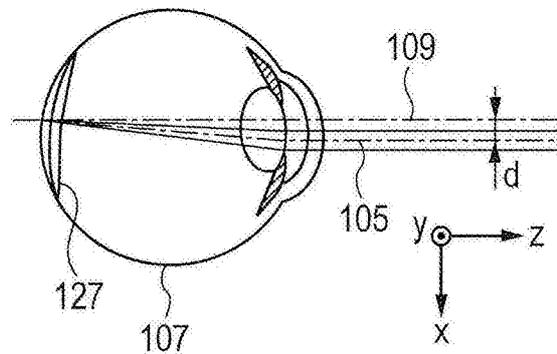


图 5C

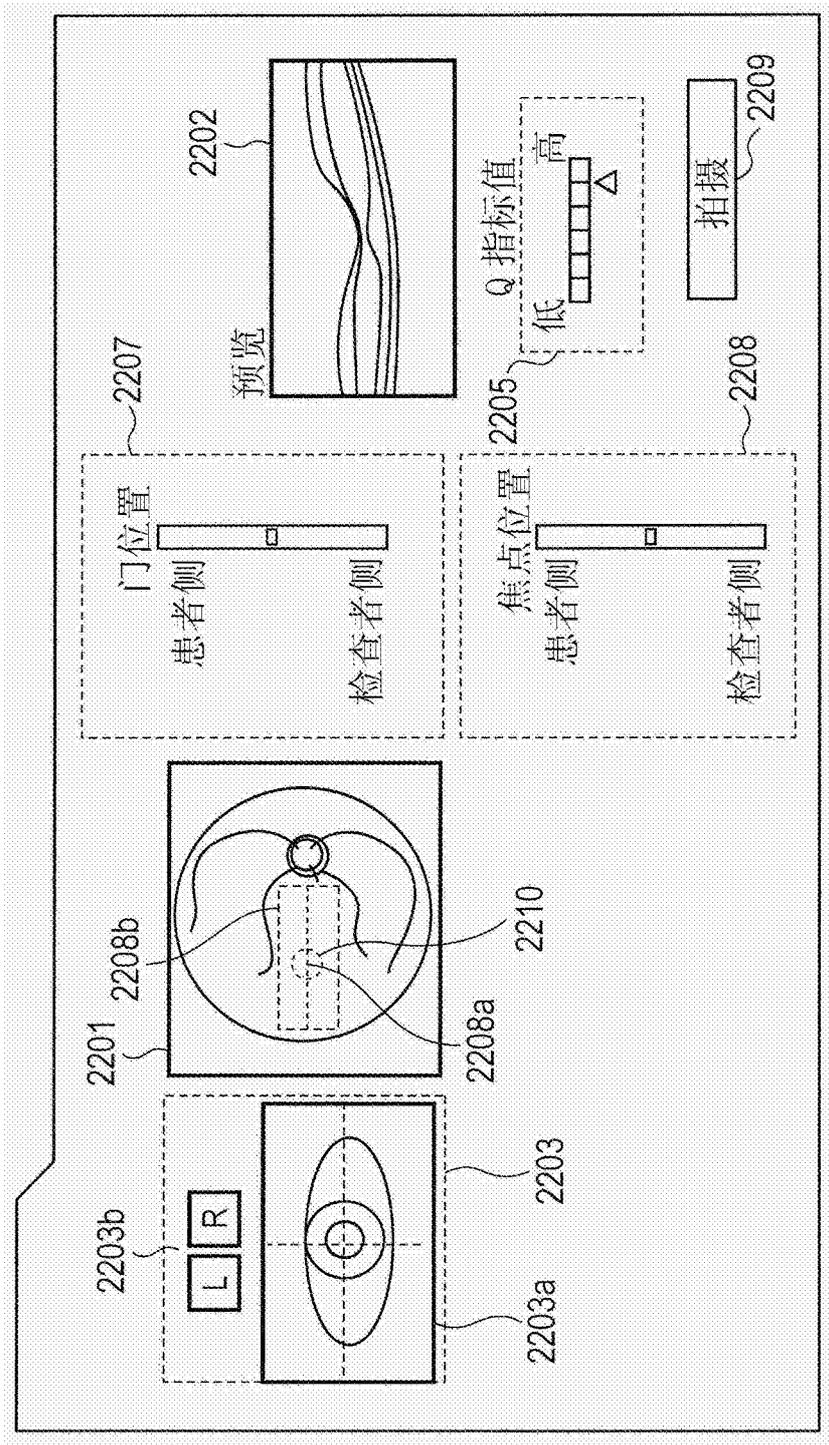


图 6