



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105326472 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201510595358. 8

(22) 申请日 2012. 04. 01

(30) 优先权数据

2011-077097 2011. 03. 31 JP

(62) 分案原申请数据

201210096410. 1 2012. 04. 01

(71) 申请人 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 3/12(2006. 01)

A61B 3/15(2006. 01)

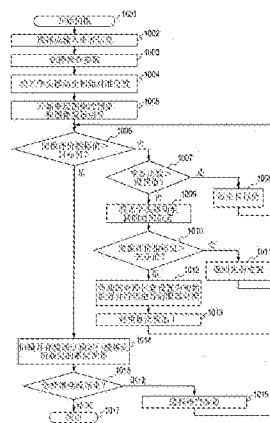
权利要求书1页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

眼科装置及其控制方法

(57) 摘要

本发明涉及一种眼科装置及其控制方法。在 OCT 装置中,即使与瞳孔中心的对准以及可拍摄到断层图像的良好位置可能根据被检者而不同,也在图像质量良好的位置处持续进行自动对准。在眼底检查设备中,所获得的前眼部图像上的初始调整目标位置和测量光学系统的光轴彼此一致,然后进行初始位置调整。当发出用于移动初始调整目标位置的指示时,使测量光学系统移动与指示相对应的移动量。同时,将前眼部图像上的初始调整目标位置改变为移动测量光学系统之后的位置,并且再次进行位置调整。



1. 一种眼科装置,包括:

头部,其包括测量光学系统,所述测量光学系统用于将来自利用光所照射的被检眼的返回光引导至光接收单元;以及

位置改变单元,用于根据基于所述返回光所获取到的所述被检眼的断层图像的倾斜,来改变所述头部和所述被检眼之间的相对位置。

2. 根据权利要求 1 所述的眼科装置,其中,所述测量光学系统包括断层图像获取单元,所述断层图像获取单元用于获取所述被检眼的断层图像,以及

所述位置改变单元改变所述头部和所述被检眼之间的相对位置,以减小所述被检眼的断层图像的倾斜。

3. 根据权利要求 1 所述的眼科装置,其中,所述倾斜是基于所述被检眼的断层图像中的预定层的位置所获得的。

4. 根据权利要求 1 所述的眼科装置,其中,所述倾斜是基于所述被检眼的断层图像中的预定层上的两个点中的各个点与各个预定位置之间的距离所获得的。

5. 根据权利要求 4 所述的眼科装置,其中,所述位置改变单元改变所述头部和所述被检眼之间的相对位置,以使得所述被检眼的断层图像中的所述预定层上的两个点中的各个点与各个所述预定位置之间的距离相等。

6. 根据权利要求 3 所述的眼科装置,其中,所述预定层是视网膜色素上皮层或神经纤维层。

7. 根据权利要求 4 所述的眼科装置,其中,各个所述预定位置位于所述被检眼的断层图像的上端。

8. 根据权利要求 1 所述的眼科装置,其中,所述位置改变单元通过基于所述被检眼的断层图像的倾斜使所述头部移动,来改变所述头部和所述被检眼之间的相对位置。

9. 一种用于控制眼科装置的控制方法,所述眼科装置包括头部,所述头部包括用于将来自利用光所照射的被检眼的返回光引导至光接收单元的测量光学系统,所述控制方法包括以下步骤:

位置改变步骤,用于根据基于所述返回光所获取到的所述被检眼的断层图像的倾斜,来改变所述头部和所述被检眼之间的相对位置。

眼科装置及其控制方法

[0001] 本申请是申请日为 2012 年 4 月 1 日、申请号为 201210096410.1、发明名称为“眼底检查设备”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于拍摄被检眼的眼底的表面图像和断层图像的眼底检查设备。

背景技术

[0003] 近年来,使用光学相干断层成像(OCT)的装置(以下还称为OCT装置)已经得到了实用化,其中,在该光学相干断层成像中,通过利用由于低相干光引起的干涉来拍摄断层图像。在该装置中,由于可以以与入射到被检体的光的波长大致相同的分辨率来拍摄断层图像,因而可以以高分辨率获得被检体的断层图像。特别地,该OCT装置作为用于获得眼底中的视网膜的断层图像的眼科装置是非常有用的。

[0004] 同时,通常情况下,无论是否进行眼底检查,在眼科装置中,高精度地将该装置的检查部(主要为测量光学系统)与被检眼对准来进行拍摄都是很重要的。

[0005] 日本特开 2000-245698 公开了一种眼部折射力测量设备,其中,在眼部由于白内障而变浑浊的情况下,例如,该设备相对于被检眼来驱动测量部,以通过传感器在各测量位置处接收从眼底返回的光,并且由此预测基于所接收到的光量是否可以很好地进行测量,由此实现在良好的位置处进行测量。

[0006] 日本特开 2010-181172 公开了一种作为在对准处于良好的状态时自动拍摄断层图像的OCT装置的光学图像测量装置。

[0007] 当日本特开 2000-245698 所公开的装置应用于OCT装置时,检查时间由于各种扫描操作而变得相对较长。因此,当无意识眼动持续发生时,需要在每次无意识眼动时自动找到最佳位置,因此存在对准时间增大这一问题。

[0008] 在日本特开 2010-181172 中,尽管说明了被检眼的自动对准,但没有说明具体结构。

[0009] 因此,在每个被检者的检查时间相对较长的OCT装置中,需要持续的自动对准。

[0010] 在许多情况下,与手动或自动无关地通过检测前眼部的瞳孔中心位置并将测量部的光轴与瞳孔中心位置对准来进行针对被检眼的对准。然而,在这种情况下,眼底的断层图像可能根据被检眼的不同而变暗。在这种情况下,在手动OCT装置中,操作者需要进行精确调整以改善眼底的断层图像。

[0011] 对此,不存在持续进行自动对准的OCT装置,也不存在持续获得良好图像的OCT装置。

发明内容

[0012] 考虑上述问题,本发明提供一种眼底检查设备,包括:断层图像获取单元,用于基于通过将来自利用测量光所照射的被检眼的返回光和与所述测量光相对应的参考光进行

合成而获得的合成光,来获得所述被检眼的断层图像;相对位置改变单元,用于改变照射所述被检眼的光学系统的光轴和所述被检眼的前眼部图像的中心位置之间的相对位置;指定单元,用于在所述相对位置处于第一预定范围内的情况下,指定所述前眼部图像的预定位置;以及控制单元,用于控制所述相对位置改变单元,以使得照射所述被检眼的光学系统和所述预定位置之间的相对位置处于第二预定范围内。

[0013] 本发明提供另一种眼底检查设备,用于检查被检眼的眼底,所述眼底检查设备包括:测量光学系统,用于获得所述被检眼的前眼部图像和所述眼底的断层图像;移动部,用于移动所述测量光学系统;以及移动控制部,用于控制所述移动部,其中,所述移动控制部控制所述移动部,以使得所获得的所述前眼部图像中的初始调整目标位置与所述测量光学系统的光轴彼此一致,当所述移动控制部接收到所述移动部的移动指示时,所述移动控制部根据所述移动指示所指示的移动量来驱动所述移动部并移动所述测量光学系统,以及所述移动控制部将所述前眼部图像上的所述初始调整目标位置改变为通过移动所设置的调整目标位置,并控制所述移动部。

[0014] 在本发明的眼底检查设备中,可以持续进行与能够拍摄到良好的断层图像的位置的自动对准。从操作者的观点来看,操作者可以容易地使用该眼底检查设备,并且使检查时间缩短以减轻被检者的负担。

[0015] 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

[0016] 图 1A 是用于说明实施例 1 和 2 中的图像拍摄的流程图。

[0017] 图 1B 是用于说明实施例 1 和 2 中的图像拍摄的流程图。

[0018] 图 2A 和 2B 是用于说明说明实施例 1 和 2 中的眼底检查设备的图。

[0019] 图 3A、3B 和 3C 是用于说明实施例 1 和 2 中的对准期间的前眼部图像的图。

[0020] 图 4A 和 4B 是用于说明实施例 1 和 2 中的对准期间的断层图像的预览图像的图。

[0021] 图 5A、5B、5C、5D 和 5E 是用于说明实施例 1 和 2 中的被检眼和观察用的光束的图。

[0022] 图 6A、6B 和 6C 是用于说明实施例 1 和 2 中的对准用画面的图。

具体实施方式

[0023] 现在将根据附图详细说明本发明的优选实施例。

[0024] 实施例 1

[0025] 本实施例中的眼底检查设备是具有自动对准功能的 OCT 装置,用于自动判断可拍摄到良好的断层图像的位置,并可以持续进行该位置处的自动对准。

[0026] 装置的示意结构

[0027] 将使用图 2A 说明本实施例中的眼底检查设备的示意结构。图 2A 是眼科装置的侧面图。作为眼底检查设备的眼科装置 200 设置有光学头 900、台部 950 和基部 951。光学头 900 是用于拍摄前眼部图像、眼底的二维图像、以及断层图像的测量光学系统。台部 950 是可以通过使用马达(未示出)在图 2A 中的 x、y 和 z 方向上进行移动的移动部。基部 951 包括后述的分光器。

[0028] 眼科装置 200 还设置有个人计算机 925,其中,个人计算机 925 用作用于控制台部

的移动的移动控制部,同时兼有用于控制台部并进行断层图像的构成等的装置控制部的功能。在眼科装置 200 中,硬盘 926 用作被检者信息存储部并且存储断层图像拍摄用的程序。监视器 928 是显示部,并且输入部 929 将指示提供至个人计算机,并具体由键盘和鼠标构成。下巴台 323 固定被检者的下巴和前额,由此实现被检者的眼部(被检眼)的固定。

[0029] 测量光学系统和分光器的结构

[0030] 将使用图 2B 说明本实施例中的测量光学系统和分光器的结构。首先,将说明光学头 900 的内部。将物镜 135-1 安装为面对被检眼 107,并且第一分光镜 132-1 和第二分光镜 132-2 在光轴上针对各波带将光路分支成 OCT 光学系统的光路 351、用于眼底观察和固视灯的光路 352、以及前眼部观察用的光路 353。

[0031] 与以上相同,第三分光镜 132-3 针对各波带将光路 352 分支成如下两个光路:到眼底观察用的 CCD 172 的光路以及到固视灯 191 的光路。眼科装置 200 包括透镜 135-3 和 135-4,并且为了进行用于固视灯和眼底观察的调焦,利用马达(未示出)来驱动透镜 135-3。CCD 172 在眼底观察用的照明光(未示出)的波长(具体为 780nm)附近具有灵敏度。同时,固视灯 191 生成可见光以促进被检者的固视。

[0032] 在光路 353 中,设置透镜 135-2 和前眼部观察用的红外 CCD171。CCD 171 在前眼部观察用的照明光(未示出)的波长(具体为 970nm)附近具有灵敏度。

[0033] 如上所述,光路 351 构成了 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,光路 351 用于获得用于形成断层图像的干涉信号。XY 扫描器 134 在眼底上扫描光。尽管 XY 扫描器 134 被示出为单个镜,但该 XY 扫描器 134 进行 XY 双轴方向的扫描。在透镜 135-5 和 135-6 中,利用马达(未示出)来驱动透镜 135-5,以将从连接至光学耦合器 131 的光纤 131-2 所发射的来自光源 101 的光会聚到眼底 107 上。利用聚焦,来自眼底 107 的光束在光纤 131-2 的端部被同时转换成点状图像,然后入射。

[0034] 接着,将说明起始于光源 101 的光路、参考光学系统和分光器的结构。

[0035] 设置了光源 101、镜 132-4、色散补偿玻璃 115、光学耦合器 131、一体化地连接至光学耦合器的单模光纤 131-1 ~ 131-4、透镜 135-7 和分光器 180。

[0036] Michelson 干涉仪由以上结构构成。从光源 101 发射的光穿过光纤 131-1,并经由光学耦合器 131 分支成穿过光纤 131-2 的测量光和穿过光纤 131-3 的参考光。通过 OCT 光学系统光路将测量光应用于作为观察对象的被检眼 107 的眼底并且通过视网膜进行反射和散射经由同一光路到达光学耦合器 131。

[0037] 同时,参考光经由光纤 131-3、透镜 135-7 和为了匹配测量光和参考光的色散而被插入的色散补偿玻璃 115 到达镜 132-4,并且通过镜 132-4 进行反射,由此经由同一光路返回至光学耦合器 131。

[0038] 利用光学耦合器 131,测量光和参考光被合成为合成光(干涉光)。当测量光的光路长度和参考光的光路长度大致相同时,发生干涉。镜 132-4 被保持为可通过马达和驱动机构(未示出)在光轴方向上进行调整,并且可以将参考光的光路长度调整为根据被检眼 107 而进行改变的测量光的光路长度。将干涉光经由光纤 131-4 引导至分光器 180。在光纤 131-2 中设置测量光侧的偏光调整部 139-1。在光纤 131-3 中设置参考光侧的偏光调整部 139-2。这些偏光调整部具有光纤绕线成环状的一些部分,并且这些环状部分以光纤的长度方向为中心进行转动以使光纤扭转,由此调整测量光和参考光各自的偏光状态并且可以

使各自的偏光状态相互匹配。在该装置中,预先调整和固定测量光和参考光的偏光状态。

[0039] 分光器 180 由透镜 135-8 和 135-9、衍射光栅 181 和线传感器 182 构成。

[0040] 从光纤 131-4 发射的干涉光经由透镜 135-8 变为平行光,然后由衍射光栅 181 分光,并且由此通过透镜 135-9 会聚在线传感器 182 上。

[0041] 接着将说明光源 101 的周边。光源 101 是作为典型的低相干光源的 SLD(超发光二极管)。中心波长是 855nm,并且波长带宽大约为 100nm。带宽会影响所生成的断层图像的光轴方向上的分辨率,因此是重要的参数。尽管在本实施例中选择 SLD 作为一种类型的光源,但也可以使用 ASE(放大自发辐射)等,只要可以发射低相干光即可。考虑到眼部的测量,中心波长优选近红外光。中心波长会影响所生成的断层图像的横向上的分辨率,因此期望尽可能短的波长。针对这两个原因,本实施例中的中心波长为 855nm。

[0042] 在本实施例中,尽管使用 Michelson 干涉仪作为干涉仪,但还可以使用 Mach-Zehnder 干涉仪。根据测量光和参考光之间的光量差,在该光量差较大的情况下,优选使用 Mach-Zehnder 干涉仪。在该光量差较小的情况下,优选使用 Michelson 干涉仪。

[0043] 拍摄断层图像的方法

[0044] 将说明使用眼底检查设备 200 拍摄断层图像的方法。眼底检查设备 200 控制 XY 扫描器 134,由此可以拍摄被检眼 107 的眼底的期望部位的断层图像。

[0045] 首先,在图 2A 的 x 方向上扫描测量光,并且利用线传感器 182 从眼底的 x 方向上的拍摄范围拍摄预定拍摄次数的信息。在 x 方向的特定位置处所获得的线传感器 182 上的亮度分布经过 FFT,并且将被转换成浓度或颜色信息以在监视器 928 上显示通过 FFT 所获得的线性亮度分布的图像称为 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。在拍摄用于构建单个 B 扫描图像的多个 A 扫描图像之后,移动 y 方向上的扫描位置,并且再次进行 x 方向上的扫描,由此获得多个 B 扫描图像。在监视器 928 上显示多个 B 扫描图像或根据 B 扫描图像所构建的三维断层图像,由此操作者可以使用图像来诊断被检眼。

[0046] 拍摄断层图像的流程

[0047] 将以步骤的顺序说明图 1A 中所示的拍摄的流程图。

[0048] 在步骤 1001 中开始拍摄。通过个人计算机 925 执行拍摄用的程序以在监视器 928 上启动拍摄用的画面。同时,操作 XY 扫描器 134。流程自动进入步骤 1002。

[0049] 在步骤 1002 中,在监视器 928 上显示患者信息输入画面,并且操作者选择患者或者在患者是初诊的情况下输入患者信息。通过操作者的操作(例如,通过鼠标点击显示在患者信息输入画面上的确认按钮)使流程进入步骤 1003。

[0050] 在步骤 1003 中,在监视器上显示检查参数选择画面。操作者设置作为检查参数的对被检眼的左右选择、进行断层图像拍摄的范围、拍摄断层图像的次数、以及 B 扫描图像中所包括的 A 扫描图像的数量等。将与断层图像拍摄相关联的设置称为扫描模式。通过操作者的操作(例如,通过鼠标点击显示在检查参数选择画面上的确认按钮)使流程进入步骤 1004。

[0051] 在步骤 1004 中,将光学头 900 移动至初始对准位置。

[0052] 在监视器 928 上显示图 6A 中所例示的断层图像拍摄用的画面。在该步骤中,显示前眼部图像和眼底图像。画面包括前眼部图像监视器 2203,并且在前眼部图像监视器 2203

上显示前眼部图像 2203a。左右选择按钮 2203b 用于进行被检眼的左右选择,并且具有以亮度水平显示所选择眼部的功能。眼底图像 2201 显示在前眼部图像监视器 2203 上,并且包括后述的断层图像预览的 B 扫描图像的位置 2208a 和步骤 S1003 中所选择的断层图像拍摄范围 2208b。

[0053] 在该步骤中,根据被检眼的左右将光学头 900 移动至测量开始位置,并且通过前眼部观察用的 CCD 171 来拍摄被检眼 107 的前眼部的图像。图 3A 示出图像的例子,并且(显示在标志 2203c 与标志 2203d 的交点处的)图像中心与光学头 900 的测量光学系统的光轴一致。控制部移动光学头 900,以使得作为初始调整目标位置的瞳孔 2203e 的中心在 XY 方向上与图像中心位置一致。可以相对地进行光学头 900 和前眼部图像的中心之间的位置对准。因此,光学头 900 用作用于改变光学头 900 和前眼部图像的中心之间的相对位置的相对位置改变单元,并且可以在前眼侧进行移动。图 3B 示出移动光学头 900 之后的前眼部图像的例子,并且瞳孔 2203e 的中心与图像中心一致。通过基于投影在前眼部的图像上的亮点(未示出)的大小移动光学头 900 来调整 Z 方向。调整 Z 方向以使得亮点的大小最小。

[0054] 在该步骤中进行光学头 900 的对准之后的位置是初始对准位置。通过图像处理来提取瞳孔 2203e 的中心。尽管图 3B 示出了前眼部图像的中心和光学头 900 的光轴相互一致的情况,但本发明不限于该情况,例如只要相对位置偏移落在预先确定的第一预定范围内,就可以进行随后的操作。

[0055] 之后,流程自动进入步骤 1005。

[0056] 在步骤 1005 中,在监视器 928 上显示断层图像的预览和图像质量的引导。即,在向着初始调整目标位置的位置调整之后,在监视器 928 上可视化显示断层图像的图像评价指标。个人计算机 925 基于来自线传感器 182 的信号构造位置 2208a 处的断层图像,并且在图 6A 的断层图像拍摄预览图像 2202 中显示该断层图像。指示器 2205 显示作为所显示的断层图像拍摄预览图像 2202 的图像质量的引导的 Q 指标值。随着指示器 2205 向右移动,图像的 Q 指标值变高,并且可视化地示出图像质量的水平。Q 指标是 OCT 图像评价指标之一,并且表示图像的直方图中的诊断用的有效像素的比率。计算 Q 指标并将所计算出的 Q 指标与目标值或另一对准位置处的值进行比较的程序是本实施例中的图像比较单元。将该程序与上述摄像用的程序一体化,并且由作为装置控制部的个人计算机 925 执行。

[0057] 在以下文献中说明了计算 Q 指标的方法:British Journal of Ophthalmology 2006;90:p186-190 “A new quality assessment parameter for optical coherence tomography”。尽管使用 Q 指标值作为图像质量的引导,但还考虑使用以下图像评价指标:(1) SNR,其是传统上被使用的指标并表示图像的亮度值的最大值和背景噪声的亮度值之间的比;以及(2) 局部图像对比度,其是根据视网膜内的局部区域的平均亮度值和背景的平均亮度值所计算出的对比度。将参考图 4A 说明局部图像对比度的例子。图 4A 示出断层图像拍摄预览图像 2202。区域 A1 是视网膜层中相对较暗的 ONL(外颗粒层)的部分。区域 A2 是背景部的部分。根据这两个区域的平均亮度值来计算对比度。

[0058] 局部对比度不限于 ONL 和背景。局部对比度可以是诊断所需的层间或者诊断所需的层与背景之间的对比度,并且可以被设置为允许操作者进行选择。

[0059] 局部图像对比度计算需要为了识别 ONL 而进行分割等以及确认区域。

[0060] 在该步骤中,根据镜 132-4 的移动进行参考光路的光路长度的调整,使用透镜 135-3 进行眼底图像的聚焦,并且使用透镜 135-5 进行断层图像的聚焦。尽管上述过程是自动调整的,但在图 6A 所示的画面中设置了门位置调整滑动器 2207 和聚焦位置调整滑动器 2208,并且操作者可以在自动调整之后进行微调。

[0061] 然后,流程自动进入步骤 1006。

[0062] 在步骤 1006 中,判断作为图像评价指标值的 Q 指标值是否大于预先确定的目标值。当判断为图像评价指标值大于目标值时,即,当图像被判断为良好图像时,流程进入步骤 1014。当图像评价指标值不大于目标值时,即,当图像被判断为不好时,流程进入步骤 1007。

[0063] 通过作为装置控制部的个人计算机 925 中用作图像评价单元的模块区域来执行从以上例示的断层图像中获得图像评价指标值的操作。

[0064] 在步骤 1007 中,判断步骤 1006 ~ 1012 中的对准微调例程的重复计数是否大于设置值。当重复计数大于设置值时,流程进入步骤 1008。在步骤 1008 中,以使图像评价指标的目标值减小的方式来校正该目标值,并且流程返回至步骤 1006。这是因为:根据被检眼的不同,无法在任意位置达到较高的图像评价指标值,并且在这种情况下,自动对准动作变得收敛。当重复计数不大于设置值时,流程进入步骤 1009。

[0065] 在步骤 1009 中,个人计算机 925 将用于移动光学头 900 的移动指示输出至台部 950,并且根据移动指示步骤中所指示的移动量将光学头 900 移动至新的对准位置。即,当判断为前眼部图像的中心位置和光学头 900 的光轴之间的位置偏移落在第一预定范围内时,将实际测量中要成为前眼部图像的中心的位置指定为作为预定位置的新的对准位置,并且使光学头 900 相对地进行移动。在该操作中,个人计算机 925 中的指定区域用作本发明的指定单元。在光学头 900 移动之前暂时停止针对前眼部的自动对准功能。

[0066] 将说明获得新的对准位置的方法。例如,在某些情况下,断层图像在画面上倾斜。将参考图 5A ~ 5C 以拍摄黄斑附近部位的情况为例来说明该情况。

[0067] 在图 5A 中,如果被检眼 107 的视轴相对于测量光 105 并未倾斜,则当通过固视拍摄黄斑的中心时,入射光和视网膜 127 的黄斑附近部位大致垂直,因此返回光的强度大,并且获得的信号强度高。同时,如图 5B 所示,在视轴倾斜的被检眼 107 中,当测量光或入射光 105 到达视网膜 127 时,黄斑附近部位相对于入射光的光轴倾斜,由此信号强度降低,同时,断层图像通常如图 4A 所示那样倾斜。在这种情况下,作为图像评价指标的 Q 指标较低。通过分割对断层图像上亮度最高的 RPE(色素上皮)层的图像端部的距离进行比较以移动光学头 900。在这种情况下,光学头 900 用作本发明中的倾斜改变单元。当光学头 900 改变倾斜时,指定单元根据改变来指定预定位置。移动光学头 900,以使得从图 4A 的最左端图像上部(门位置)到 RPE 层的左端部距离 L1 与右端部距离 L2 彼此大致相等。图 4B 示出移动光学头 900 后的示例和在 X 方向上将光学头 900 从初始对准位置移动了距离 d 的情况。入射光 105 大致垂直入射至黄斑附近部位,并且如图 4B 所示,两个端部的距离 L1 和 L2 彼此大致相等。在该条件下,Q 指标值通常变高。

[0068] 尽管示出了基于从图像的上部到 RPE 层的距离进行自动倾斜校正的例子,但在诸如青光眼检查等关注于 NFL(神经纤维层)的情况下,可以基于从图像的上部到 NFL 的距离来进行自动倾斜校正。

[0069] 在图中,尽管仅说明了与 X 方向相关联的情况,但可以单独在 X 方向或 Y 方向上或者在 X 方向和 Y 方向这两者上进行倾斜校正。为了确认 Y 方向上的移动,需要拍摄作为 Y 方向上的横截面的断层图像的预览。

[0070] 在该状态下,流程自动进入步骤 1010。

[0071] 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(先前值)进行比较。当图像评价指标值小于先前值时,流程进入步骤 1011。当图像评价指标值大于先前值时,流程进入步骤 1012。

[0072] 在步骤 1011 中,将光学头 900 移动至先前位置。此时,为了防止移动量与当前移动量相同,可以以将要计算的校正量与赋予权重的系数相乘的方式来进行改变。例如,可以使用通过将根据倾斜所计算出的校正量与系数 0.5 相乘所获得的值,作为实际移动量。由于图像评价指标可能由于倾斜以外的因素而降低,因而可以以使光学头 900 移动固定步进量的方式来进行下一设置。

[0073] 在步骤 1012 中,在使用以上例子进行说明的情况下,开始与瞳孔的中心相隔距离 d 的位置、即新的对准位置处的前眼部自动对准,并且持续拍摄前眼部自动对准。

[0074] 即,将对准位置移至通过光学头 900 的移动所设置的新的调整目标位置,并且基于此执行作为位置调整的自动对准。

[0075] 根据以上结构,即使在需要相对较长的拍摄时间的断层图像拍摄中,也可以在维持所获得的图像的良好状态的情况下进行拍摄。临时存储示出新的对准位置的相对于瞳孔中心的距离 d 。

[0076] 图 3C 示出此时的前眼部图像 2203a。在与瞳孔 2203e 的中心相隔距离 d 的位置处显示示出新的对准位置的标记 2203f,由此向操作者清楚地展示新的位置处的持续对准。即,在监视器 928 上显示前眼部图像,并且在前眼部图像上显示调整目标位置。在本发明中,在作为相对位置改变单元的光学头 900 向着被指定为调整目标位置或预定位置的新对准位置进行移动时,进行对准操作,以使得预定位置和光学头 900 的光轴之间的偏移量落入所指定的第二预定范围内。该预定位置预先与前眼部图像中被指定为预定位置的位置相对应。第二预定范围可以与第一预定范围一致。可选地,再次设置或预先指定第二预定范围,由此第二预定范围可以是与第一预定范围不同的范围。通过个人计算机 925 中用作控制单元的区域来执行这些操作。之后,流程自动进入步骤 1013。

[0077] 在步骤 1013 中,对重复计数加 1,并且流程返回至步骤 1006。

[0078] 然后,重复步骤 1006 ~ 1013,并且流程最终进入步骤 1014。

[0079] 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,同时,将断层图像存储在个人计算机 925 中的存储装置中。该存储操作可以自动进行或通过利用鼠标点击拍摄按钮 2209 来进行。流程自动进入步骤 1015。

[0080] 在步骤 1015 中,显示了对检查继续或检查结束进行选择的画面,并且操作者选择检查继续和检查结束其中之一。可以在该阶段显示所拍摄的断层图像。当检查继续时,流程进入步骤 1016。在步骤 1016 中,设置下次拍摄用的检查参数,并且流程返回至步骤 1006。当检查要结束时,流程进入步骤 1017,并且检查结束。

[0081] 以上流程是本实施例中的眼底检查设备的拍摄流程。

[0082] 将针对各次更新所存储的新对准位置作为针对各被检者的调整目标位置与患者

信息一起存储在个人计算机 925 中的硬盘 926 中。结果,当检查同一被检眼时,使用新的对准位置作为再检查时的初始调整目标位置来开始自动对准,以使得可以从 Q 指标值较高这种状态开始自动对准。例如,在图 5A 中,由于可以不从瞳孔的中心而是从与瞳孔中心相隔距离 d 的位置开始自动对准,因而缩短了检查时间,由此可以减轻被检者的负担。

[0083] 尽管通过对倾斜的自动校正改善了 Q 指标值,但还可以考虑其它观点的自动对准以增大 Q 指标值。例如,存在用于避免由于白内障所引起的晶状体的部分浑浊的自动对准。

[0084] 这将使用图 5D 和 5E 来说明。图 5D 和 5E 示出部分浑浊 110。图 5D 示出在步骤 1004 中进行被检眼 107 和光学头 900 的位置调整的状态。图 5D 示出由于白内障所引起的部分浑浊 110 特别存在于光路中心部分的情况,并且由于断层图像拍摄用的测量光的光束 105 被散射,因而大多数光束并未到达眼底 127。因此,在断层图像拍摄预览图像非常暗的同时, Q 指标值降低。在这种情况下,步骤 1007 中的新对准位置是将光学头从实际位置移动了预先确定的步进量的位置。例如,当距离为 d 时,在 X 方向或 Y 方向上将光学头 900 移动大约 0.5mm。重复该移动,由此光学头位置可以以使光学头能够避开浑浊 110 的方式将断层图像拍摄用的测量光 105 引导至眼底 (图 5E)。因此,可以在 Q 指标值较高的位置处进行断层图像拍摄。可以在避开浑浊的位置处持续进行自动对准,因此,即使在需要相对较长的拍摄时间的断层图像拍摄中,也可以在维持要获得的图像的良好状态的情况下进行拍摄。由于用于检测避开浑浊的位置的自动调整所需的时间基本上长于可估计出移动距离的倾斜校正所需的时间,因而自动对准的持续在时间缩短方面比倾斜校正更有效。

[0085] 如上所述,可以自动拍摄良好的断层图像层,并且可以持续进行用于获得良好的断层图像的自动对准。

[0086] 从操作者的观点来看,操作者可以容易地使用眼底检查设备,并且使检查时间缩短以减轻被检者的负担。

[0087] 即,可以自动检测能够拍摄到良好的断层图像的位置,由此操作者可以更容易地进行操作。

[0088] 此外,操作者可以进行对准位置的微调,并且可以更直接地检测能够拍摄到良好的断层图像的位置。

[0089] 此外,可视化地显示断层图像的图像评价指标,由此操作者可以容易地判断断层图像是否良好。

[0090] 将调整目标位置与前眼部图像一起显示,由此操作者可以容易地确认对准功能是否有效地起作用。

[0091] 当存储断层图像时,针对各操作者存储调整目标位置。当在再检查时调用被检者信息时,调整目标位置被同时调用并用作再检查时的初始调整目标位置,由此缩小了再检查时的对准时间以减轻被检者的负担。

[0092] 实施例 2

[0093] 本实施例的眼底检查设备在断层图像拍摄的流程方面与实施例 1 不同。具体地,操作者根据初始对准位置来确定良好的对准位置。对流程和拍摄操作画面图的说明以外的说明与实施例 1 的说明共通。由于其它装置结构与实施例 1 相同,因而省略说明。

[0094] 拍摄断层图像的流程

[0095] 将以步骤的顺序说明图 1B 所示的拍摄流程图。

[0096] 图 6B 示出本实施例中的断层图像拍摄用的操作画面。本实施例与实施例 1 的不同之处在于：存在用于通过操作者操作光学头 900 的移动的光学头移动按钮 2204。

[0097] 由于步骤 3001 ~ 3005 与实施例 1 中的步骤 1001 ~ 1005 相同，因而省略说明。

[0098] 在步骤 3006 中，操作者参考图 6B 中的断层图像的预览 2202 和 Q 指标值指示器 2205 的显示，由此判断是进行断层图像的拍摄还是为了进一步改善图像质量而进行光学头 900 从初始对准状态的移动调整。当拍摄断层图像时，通过鼠标点击拍摄按钮 2209，以使得流程进入步骤 3009 和 3010。同时，当不进行该操作时，在光学头 900 从初始对准状态的移动调整中，操作者提供用于移动光学头 900 的位置的指示。具体地，操作光学头移动按钮 2204。例如，在图 4A 的状态下，通过鼠标点击光学头移动按钮 2204 的向左移动按钮，或者持续进行该点击。在这种情况下，流程自动进入步骤 3007。

[0099] 在步骤 3007 中，与操作者的操作相对应地，使光学头 900 在图 5C 所示的 x 轴的正方向上移动，由此将断层图像的倾斜校正为图 4B 的状态。在这种情况下，Q 指标值增大，并且这会反映在指示器 2205 中。流程自动进入步骤 3008。同时，在移动光学头 900 之前暂时停止与前眼部的对准操作。

[0100] 在步骤 3008 中，当操作者进行操作时，在每次操作者进行操作时将相对于初始对准位置的距离 d 存储为新的对准位置。在保持该位置的同时再次开始前眼部对准并持续进行该对准。然后，流程返回至步骤 3006。

[0101] 重复步骤 3006 ~ 3008，并且一旦断层图像变为良好的断层图像，操作者就利用鼠标点击拍摄按钮 2209。在步骤 3009 中，该装置根据所设置的扫描模式来拍摄断层图像，并将所拍摄的断层图像存储在个人计算机 925 中。然后，流程自动进入步骤 3010。

[0102] 步骤 3010、3011 和 3012 与实施例 1 中的步骤相同并且分别对应于步骤 1015、1016 和 1017。因此，省略说明。

[0103] 以上流程是本实施例的拍摄流程。

[0104] 如实施例 1 那样，当存储断层图像时，将针对各次更新所存储的新对准位置与患者信息一起存储在个人计算机 925 的存储装置 926 中。根据该结构，当检查同一被检眼时，操作者可以从新的对准位置、即断层图像的图像质量相对较高的状态进行微调，从而可以缩短复诊时的检查时间。

[0105] 如上所述，即使操作者针对被检眼对光学头 900 的对准位置进行微调以获得良好的断层图像，也可以实现针对被检眼的良好的自动对准。

[0106] 此外，如实施例 1 那样，从操作者的观点来看，操作者可以容易地使用眼底检查设备，并且从被检者的观点来看，可以使检查时间缩短以减轻被检者的负担。

[0107] 将说明步骤 3006 和 3007 中的操作的另一示例。

[0108] 关于断层图像的倾斜，不操作光学头移动按钮 2204，而是可以提供图 6C 所示的结构以使得可以更直观地理解操作。图 6C 示出可移动鼠标光标 2211 以及倾斜调整按钮 2202a 和 2202b，其中，可移动鼠标光标 2211 用于利用鼠标通过操作者的操作在画面上对指定部进行指定。鼠标光标 2211 位于倾斜调整按钮 2202a 和 2202b 附近，从而显示第一断层图像 2202。例如，由于断层图像 2202 的右端侧上升，因而点击倾斜调整按钮 2202b，或者持续进行该点击。基于用以使断层图像的右端降低的指示来移动光学头 900。利用该调整，可以将断层图像调整为被操作者认为良好的断层图像。在完成倾斜调整操作之后，当鼠标光

标 2211 远离于倾斜调整按钮 2202a 和 2202b 附近时,可以以不显示倾斜调整按钮 2202a 和 2202b 的状态在整个画面上显示断层图像的信息。

[0109] 其它实施例

[0110] 还通过执行以下处理来实现本发明。即,在该处理中,将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,并且系统或设备的计算机(或者 CPU 或 MPU 等)读出程序并执行所述程序。

[0111] 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。

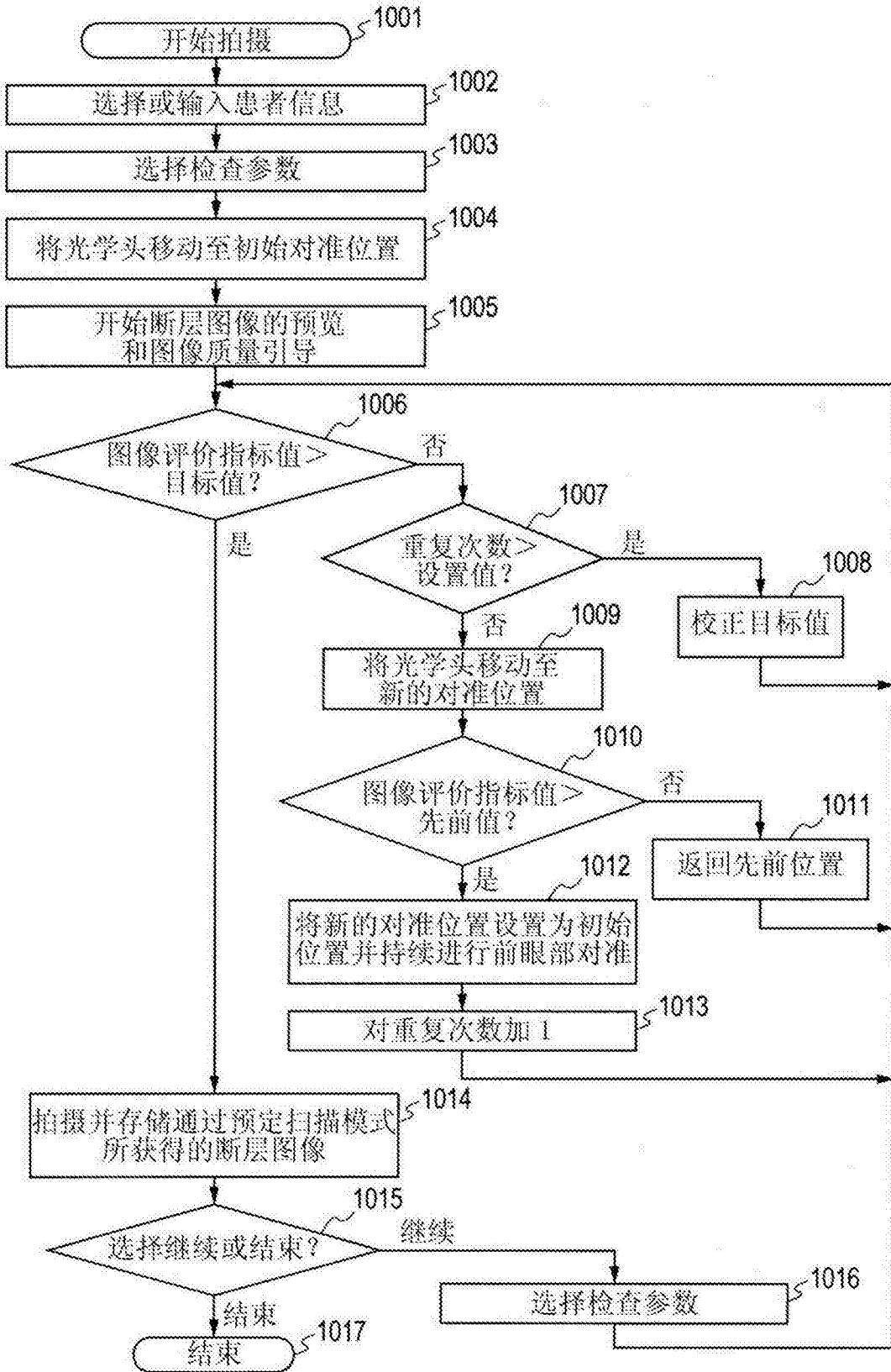


图 1A

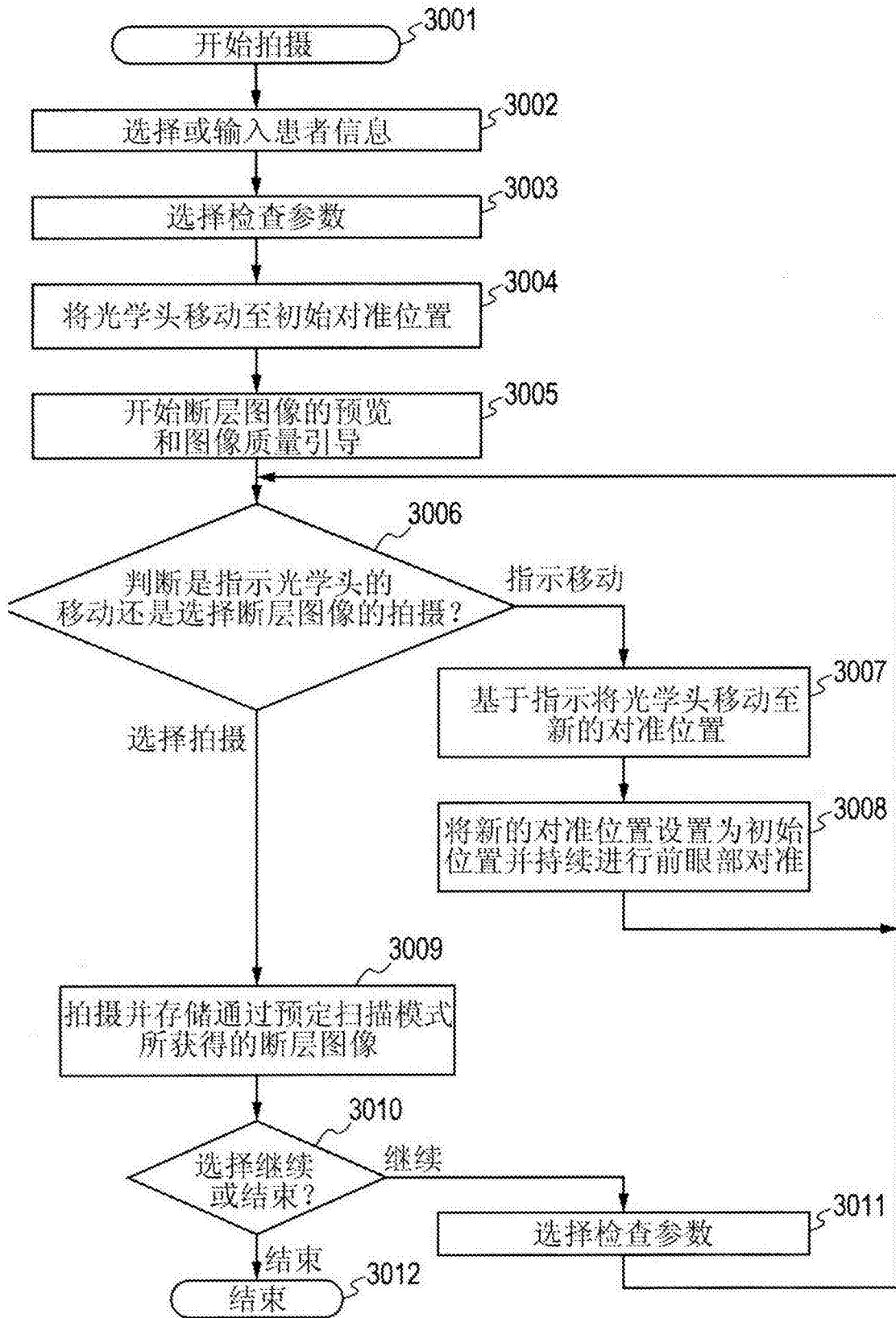


图 1B

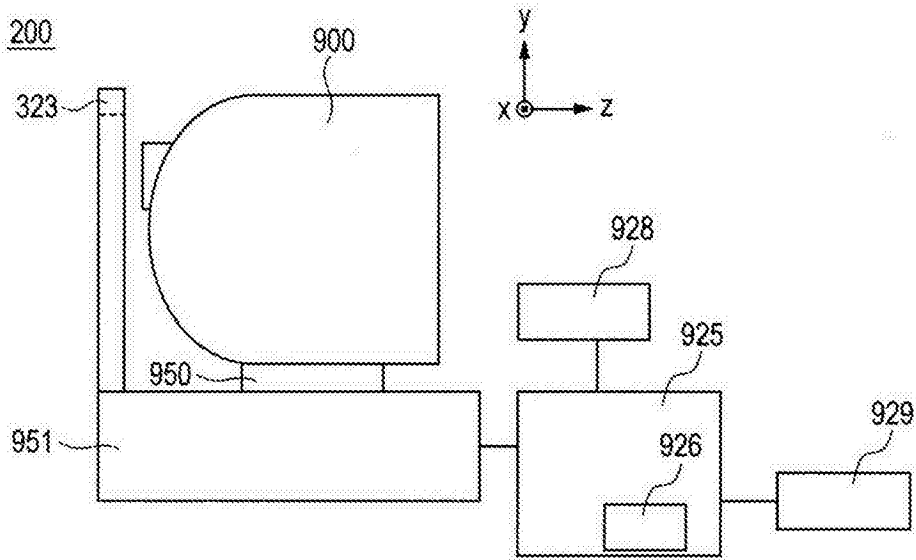


图 2A

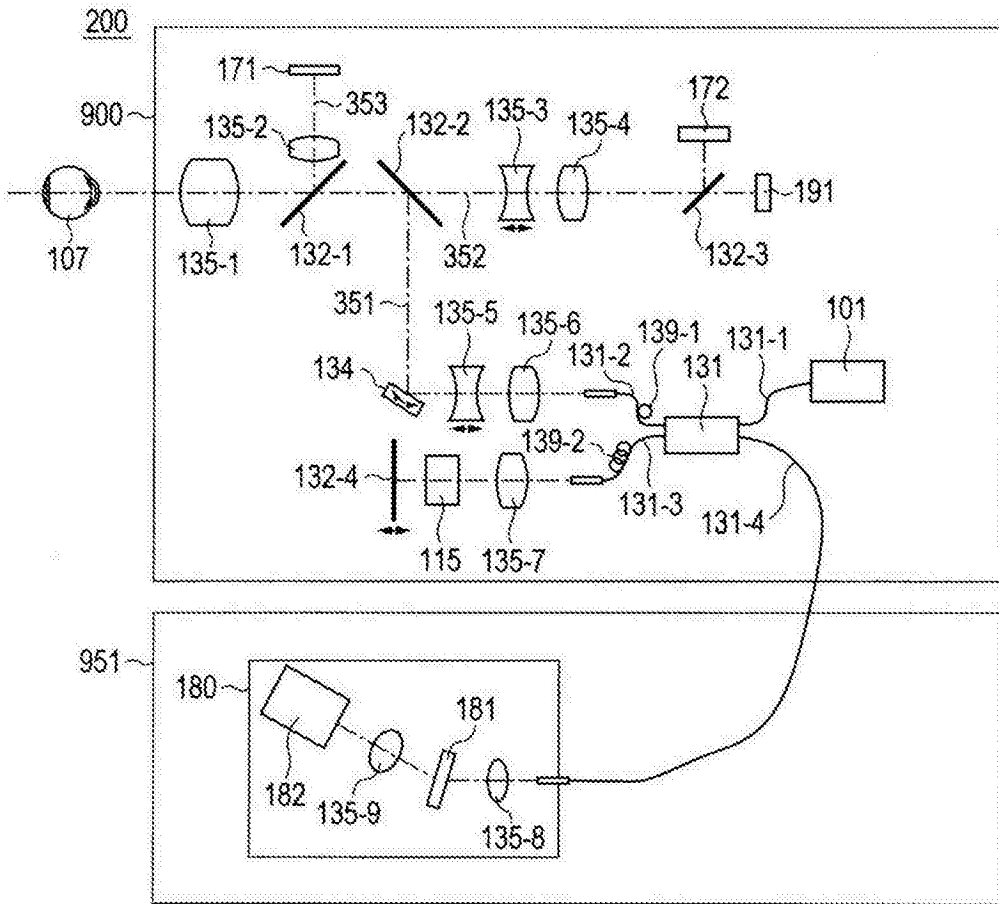


图 2B

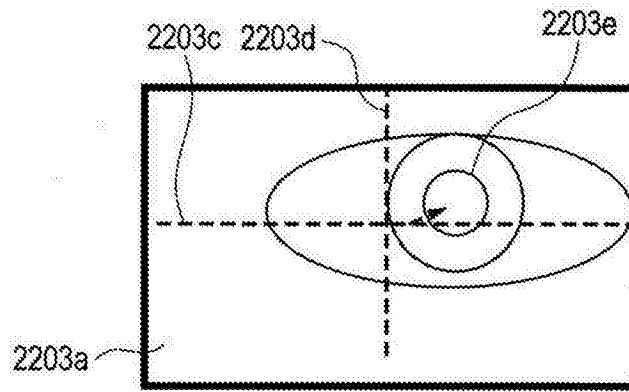


图 3A

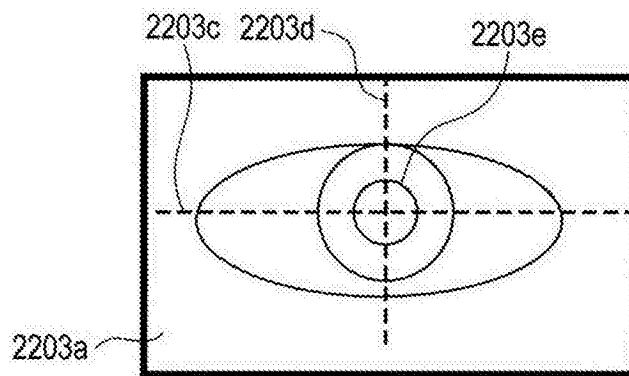


图 3B

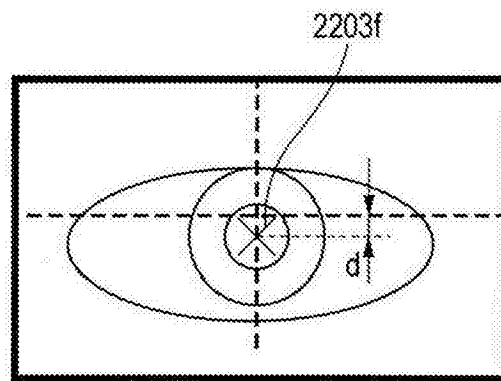


图 3C

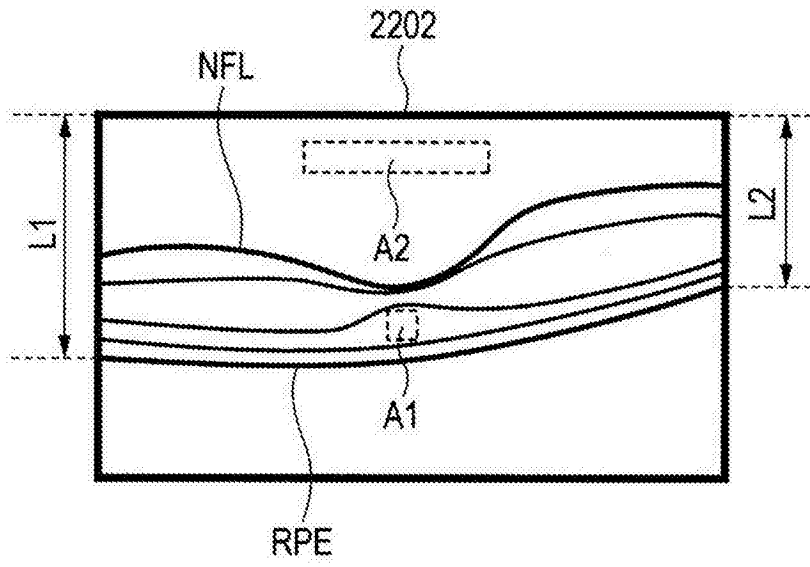


图 4A

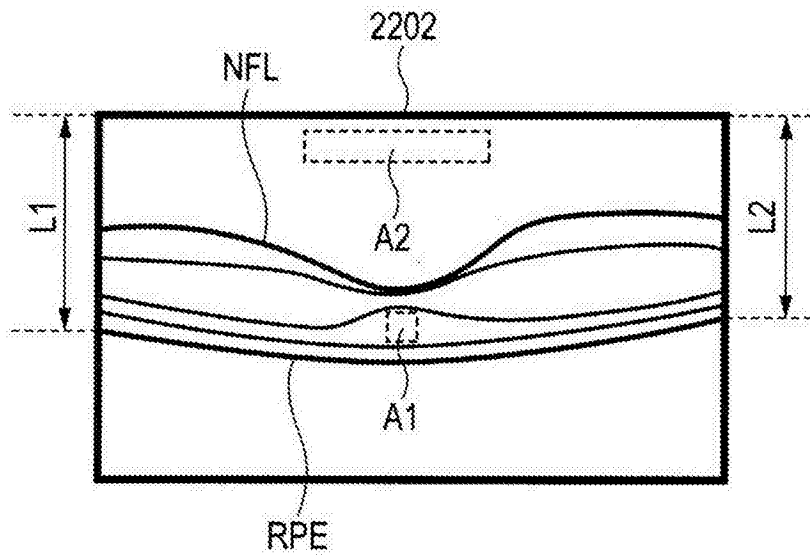


图 4B

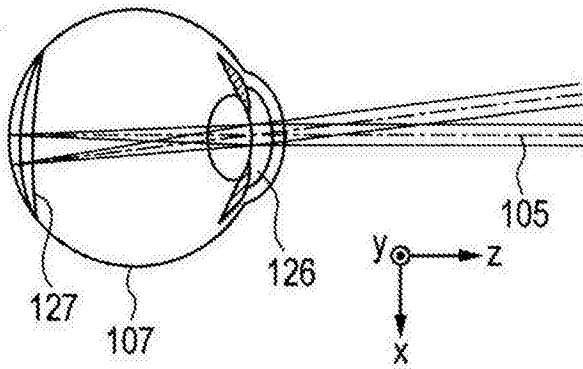


图 5A

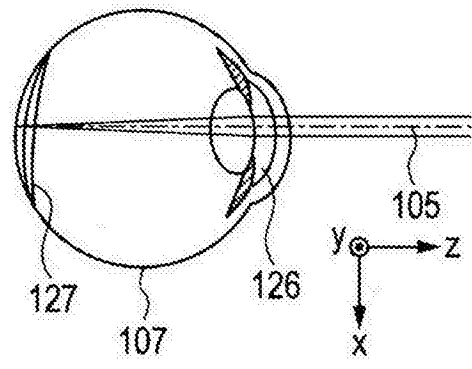


图 5B

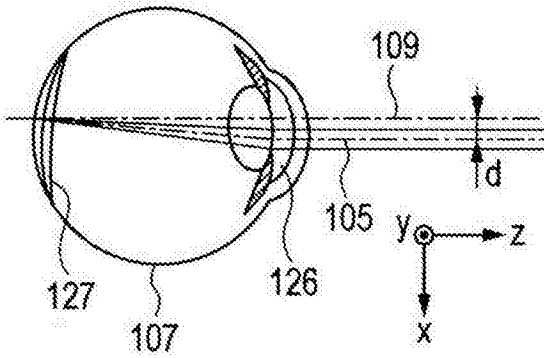


图 5C

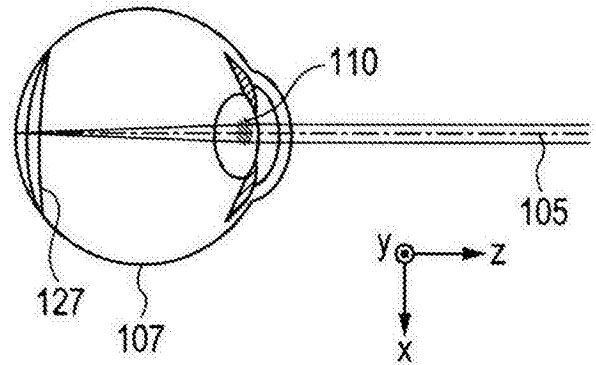


图 5D

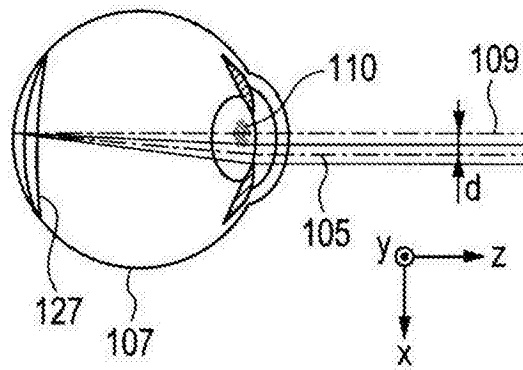


图 5E

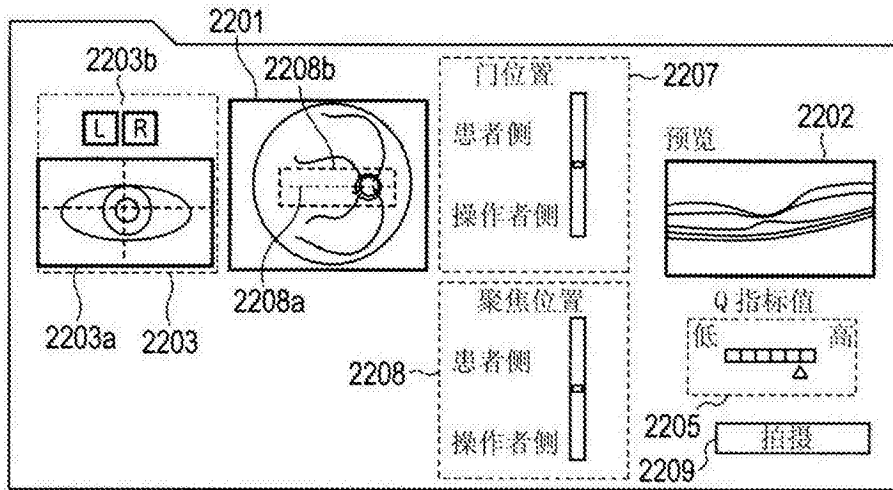


图 6A

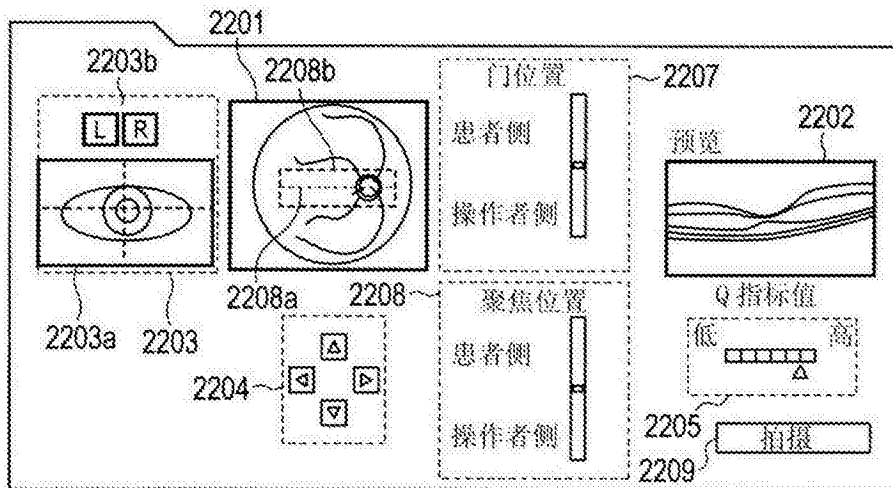


图 6B

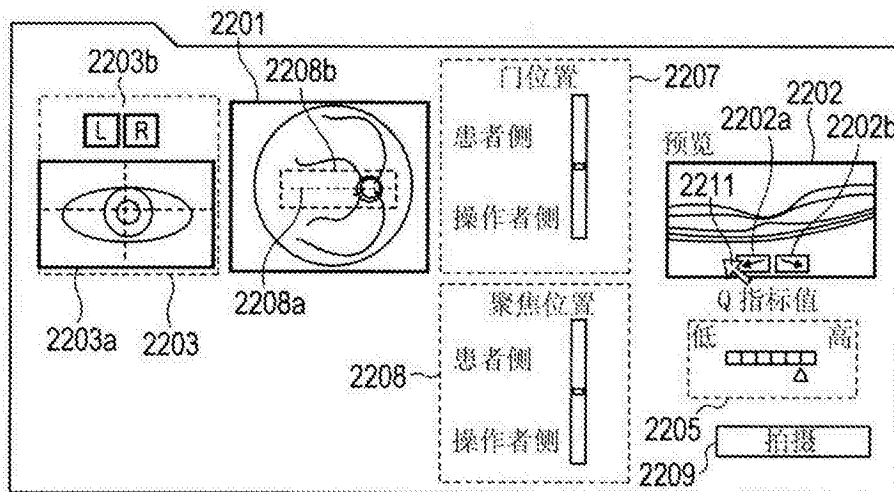


图 6C