



(10) 授权公告号 CN 102727173 B

(21) 申请号 201210093297.1

附图 1、3.

(22) 申请日 2012.03.31

JP 特开 2010-233998 A, 2010. 10. 21, 说明书第 [0043]、[0049]、[0051] 段, 附图 4.

(30) 优先权数据

CN 101332077 A, 2008. 12. 31, 全文.

2011-079364 2011.03.31 JP

审查员 何琛

(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 吉田拓史

(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 3/14(2006.01)

(56) 对比文件

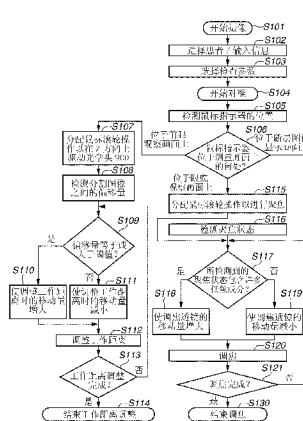
JP 特开 2009-160190 A, 2009. 07. 23, 说明书第 [0011]、[0024]、[0027]–[0030]、[0062] 段,

权利要求书2页 说明书8页 附图4页

眼科系统和用于眼科系统的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种眼科系统和用于眼科系统的方法,包括:眼科设备,用于获取被检眼的前眼部的图像以及所述被检眼的断层图像;显示控制单元,用于使显示单元显示所述前眼部的图像以及所述断层图像;以及指示单元,用于如果指示所述显示单元上的一部分的指示器位于所述前眼部的图像上,则给出用以改变所述被检眼和所述眼科设备之间的距离的指示,并且如果所述指示器位于所述断层图像上,则给出用以改变相干门的位置的指示。



1. 一种眼科系统,包括:

眼科设备,用于获取被检眼的前眼部的图像、以及由所述被检眼的断层图像和所述被检眼的眼底的图像之一构成的至少一个其它图像;

显示控制单元,用于使显示单元显示所述前眼部的图像、所述至少一个其它图像、以及用于指示所述前眼部的图像或所述至少一个其它图像的指示器;以及

位置检测单元,用于检测所述指示器在所述显示单元上的位置,

所述眼科系统的特征在于还包括:

控制单元,用于:

在所述位置检测单元检测到所述指示器位于所述前眼部的图像上的情况下,根据来自指示单元的指示调整所述眼科设备和所述被检眼之间的工作距离;

在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的眼底的图像并且所述位置检测单元检测到所述指示器位于所述被检眼的眼底的图像上的情况下,根据来自所述指示单元的指示调整所述被检眼的眼底的图像的焦点;以及

在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的断层图像并且所述位置检测单元检测到所述指示器位于所述被检眼的断层图像上的情况下,根据来自所述指示单元的指示调整相干门的位置,

其中,通过针对所述指示单元的相同操作来提供用于调整所述工作距离的指示、用于调整所述焦点的指示和用于调整所述相干门的位置的指示。

2. 根据权利要求1所述的眼科系统,其特征在于,所述显示控制单元使所述显示单元显示所述被检眼的断层图像和所述被检眼的眼底的图像这两者。

3. 根据权利要求1或2所述的眼科系统,其特征在于,所述眼科设备包括:光学测距器,用于生成分割图像;以及检测单元,用于检测所述分割图像之间的偏移量,

所述控制单元被配置为与在所述分割图像之间的偏移小于阈值的情况下响应于所述指示而进行的所述工作距离的改变相比,在所述分割图像之间的偏移为所述阈值以上的情况下,使所述工作距离响应于相同指示改变得更快。

4. 根据权利要求1所述的眼科系统,其特征在于,所述眼科设备包括焦点检测单元,所述焦点检测单元用于检测所述被检眼的眼底的图像是否聚焦,

所述控制单元被配置为与在所述焦点检测单元检测到所述眼底的图像的散焦程度没有超过阈值的情况下响应于所述指示而进行的所述眼底的图像的焦点的改变相比,在所述焦点检测单元检测到所述眼底的图像的散焦程度超过所述阈值的情况下,使所述眼底的图像的焦点响应于相同指示改变得更快。

5. 根据权利要求1所述的眼科系统,其特征在于,所述眼科设备包括检测单元,所述检测单元用于检测所述断层图像的状态,

所述控制单元被配置为与在所述检测单元检测到能够显示所述断层图像的情况下响应于所述指示而进行的所述相干门的位置的改变相比,在所述检测单元检测到不能显示所述断层图像的情况下,使所述相干门的位置响应于相同指示改变得更快。

6. 根据权利要求1所述的眼科系统,其特征在于,还包括鼠标形式的指示单元,其中所述眼科系统被配置为通过移动所述鼠标来使所述指示器移动,并且通过滚动所述鼠标的滚轮来发出所述指示。

7. 一种用于眼科系统的方法,所述眼科系统包括眼科设备,所述眼科设备用于获取被检眼的前眼部的图像、以及由所述被检眼的断层图像和所述被检眼的眼底的图像之一构成的至少一个其它图像,所述方法包括以下步骤:

将所述前眼部的图像、所述至少一个其它图像、以及用于指示所述前眼部的图像或所述至少一个其它图像的指示器显示在显示单元上;以及

检测所述指示器在所述显示单元上的位置,

所述方法的特征在于包括以下步骤:

在检测到所述指示器位于所述前眼部的图像上的情况下,根据来自指示单元的指示调整所述眼科设备和所述被检眼之间的工作距离;

在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的眼底的图像并且检测到所述指示器位于所述被检眼的眼底的图像上的情况下,根据来自所述指示单元的指示调整所述被检眼的眼底的图像的焦点;以及

在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的断层图像并且检测到所述指示器位于所述被检眼的断层图像上的情况下,根据来自所述指示单元的指示调整相干门的位置,

其中,通过针对所述指示单元的相同操作来提供用于调整所述工作距离的指示、用于调整所述焦点的指示和用于调整所述相干门的位置的指示。

眼科系统和用于眼科系统的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及眼科检查和治疗所使用的眼科系统。

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。OCT 使用低相干光的干涉来拍摄断层图像。OCT 设备可以以与入射到被检者上的光的波长相对应的分辨率来拍摄该被检者的断层图像,由此使所获得的断层图像能够具有高分辨率。这些 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] 日本特开 2009-160190 论述了如下的技术:检查者通过操作鼠标来确定光标在用于显示 OCT 断层图像的显示画面上的位置,然后调整相干门的位置。

[0004] 通常,在利用 OCT 设备拍摄断层图像之前,需要调整例如前眼部的对准、眼底上的聚焦位置以及相干门位置。如果这些调整的进行耗时,则在能够实际拍摄 OCT 图像之前将需要较长的时间。这对被检者造成不必要的负担。因而,优选提高鼠标或其它输入装置的可操作性以允许检查者高效地进行这些调整。

发明内容

[0005] 根据本发明的方面,一种眼科系统,包括:眼科设备,用于获取被检眼的前眼部的图像、以及由所述被检眼的断层图像和所述被检眼的眼底的图像至少之一构成的至少一个其它图像;显示控制单元,用于使显示单元显示所述前眼部的图像、所述至少一个其它图像、以及用于指示所述前眼部的图像或所述至少一个其它图像的指示器;以及控制单元,用于:在用户使所述指示器指示所述前眼部的图像并且用户发出指令的情况下,调整所述眼科设备和所述被检眼之间的工作距离;在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的眼底的图像、用户使所述指示器指示所述被检眼的眼底的图像并且用户发出指令的情况下,调整所述被检眼的眼底的图像的焦点;以及在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的断层图像、用户使所述指示器指示所述被检眼的断层图像并且用户发出指令的情况下,调整相干门的位置。

[0006] 根据本发明的方面,一种用于眼科系统的方法,所述眼科系统包括眼科设备,所述眼科设备用于获取被检眼的前眼部的图像、以及由所述被检眼的断层图像和所述被检眼的眼底的图像至少之一构成的至少一个其它图像,所述方法包括以下步骤:将所述前眼部的图像、所述至少一个其它图像、以及用于指示所述前眼部的图像或所述至少一个其它图像的指示器显示在显示单元上;在用户使所述指示器指示所述前眼部的图像并且用户发出指令的情况下,调整所述眼科设备和所述被检眼之间的工作距离;在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的眼底的图像、用户使所述指示器指示所述被检眼的眼底的图像并且用户发出指令的情况下,调整所述被检眼的眼底的图像的焦点;以及在所述至少一个其它图像包括所述被检眼的断层图像、用户使所述指示器指示所述被检眼的断层图像并且用户发出

指令的情况下,调整相干门的位置。

[0007] 根据本发明的方面,如果显示单元上包括用于分别显示多个图像的显示区域,则检查者可以给出用以进行与这些显示区域中的如下的显示区域上的图像相对应的调整(改变)的指示,其中在该显示区域上检查者已放置有用于指示显示单元上的一部分的指示器(例如,光标)。因而,检查者可以通过使该指示器在显示画面上移动来容易地进行调整。该结构可以提高鼠标的可操作性并缩短在能够实际拍摄图像之前的时间长度,因而可以减轻被检者的负担。

[0008] 通过以下参考附图对典型实施例的详细说明,本发明的其它特征和方面将变得明显。

附图说明

[0009] 包含在说明书中并构成说明书一部分的附图示出了本发明的典型实施例、特征和方面,并和说明书一起用来解释本发明的原理。

[0010] 图 1A 说明根据典型实施例的眼科系统的测量画面,并且图 1B 说明具有鼠标滚轮的鼠标。

[0011] 图 2A 和 2B 说明根据典型实施例的眼科设备的组件。

[0012] 图 3A 和 3B 是说明根据典型实施例的眼科系统的各组件所进行的处理的流程图。

具体实施方式

[0013] 以下将参考附图来详细说明本发明的各种典型实施例、特征和方面。

[0014] 根据本发明典型实施例的眼科系统(或眼科设备)包括如下的显示单元,其中该显示单元上包括用于分别显示多个图像的显示区域。因而,检查者可以给出用以进行与这些显示区域中的如下的显示区域上的图像相对应的调整(改变),其中在该显示区域上检查者已放置有用于指示显示单元上的一部分的指示器(例如,光标)。因而,检查者可以通过使该指示器在显示画面上移动来容易地进行调整。该结构可以提高鼠标的可操作性并缩短在能够实际拍摄图像之前的时间长度,因而可以减轻被检者的负担。

[0015] 如这里所使用的术语“相干门”是指在测量光束的光路中与参考光束的光路相对应的位置。可以通过使用光路长度差改变单元改变测量光束和参考光束之间的光路长度差来改变该相干门的位置。该光路长度差改变单元可被配置为使参考镜的位置沿着光轴移动,或者可被配置为使该设备相对于被检眼沿着光轴移动。该光路长度差改变单元的例子可以包括针对参考镜和该设备所设置的可移动台。

[0016] 设备的概要结构

[0017] 将参考作为根据典型实施例的眼科设备的侧视图的图 2A 来说明该眼科设备的概要结构。光学头 900 是如下的测量光学系统,其中该测量光学系统用于获得前眼部的图像以及眼睛的眼底的二维图像和断层图像。利用台单元 950(还称为移动单元),光学头 900 相对于基座单元 951 可移动。利用马达等使台单元 950 在图 2A 的 X 方向、Y 方向和 Z 方向上移动。基座单元 951 包括以下将说明的分光器。

[0018] 兼用作针对台单元 950 的控制单元的个人计算机 925 在控制台单元 950 的同时可以构建断层图像。兼用作用于存储与被检者有关的信息的存储单元的硬盘 926 例如存储用

于拍摄断层图像的程序。显示控制单元（未示出）可以使诸如监视器等的显示单元 928 显示所获取到的图像以及其它图像。输入单元（指示单元）929 向个人计算机 925 提供指示。更具体地，输入单元 929 包括键盘和鼠标（还称为指示装置）。设置下颚托 323 以固定被检者的下颚和前额。

[0019] 测量光学系统和分光器的结构

[0020] 以下将参考图 2B 来说明根据本典型实施例的眼科系统中的测量光学系统和分光器的结构。

[0021] 首先将说明光学头 900 的内部结构。以面向被检者的被检眼 107 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 将光按波长带分割成 OCT 光学系统的光路 351、眼底观察和固视灯所用的光路 352 以及前眼部观察所用的光路 353。同样，第三分色镜 132-3 将光路 352 中的光按波长带分割成向着眼底观察用电荷耦合器件 (CCD) 172 的光路以及向着固视灯 191 的光路。光学头 900 还包括透镜 135-3 和 135-4。透镜 135-3 由马达（未示出）所驱动以进行针对固视灯和眼底观察的调焦。

[0022] CCD 172 对为了进行眼底观察所设置的照明光（未示出）的波长、具体为约 780nm 的波长具有灵敏度。固视灯 191 产生可见光以便于进行被检眼 107 的固视。眼底观察用的光学系统例如可以包括诸如扫描激光检眼镜 (SLO) 等的光学系统。在光路 353 中，设置有透镜 135-2 和前眼观察用红外线 CCD 171。CCD 171 对为了进行前眼部观察所设置的照明光（未示出）的波长、具体为约 970nm 的波长具有灵敏度。此外，在光路 353 中，设置有图像分割棱镜（未示出）等光学测距器，从而使得能够作为在前眼观察图像中获得的分割图像来检测光学头 900 相对于被检眼 107 的 Z 方向上的距离。

[0023] 光路 351 构成如前面所述的 OCT 光学系统并用于获取被检眼 107 的眼底的断层图像。更具体地，利用光路 351 获得用于形成断层图像的干涉信号。XY 扫描器 134 利用光束来扫描眼底。作为镜所示出的 XY 扫描器 134 在 X 和 Y 这两个轴方向上进行扫描。光学头 900 还包括透镜 135-5 和 135-6。透镜 135-5 由马达（未示出）所驱动以进行用于将从光纤 131-2 出射的来自光源 101 的光束聚焦到被检眼 107 的眼底上的调焦。光纤 131-2 连接至光学耦合器 131。同时，由于该调焦，因而来自被检眼 107 的眼底的光形成光斑图像并且入射到光纤 131-2 的端部上。

[0024] 以下将说明从光源 101 起的光路、参考光学系统以及分光器的结构。光源 101、镜 132-4、色散补偿玻璃 115、光学耦合器 131、连接至光学耦合器 131 作为其一体化部分的单模光纤 131-1 ~ 131-4、透镜 135-7 以及分光器 180 构成迈克尔逊 (Michelson) 干涉仪。

[0025] 从光源 101 发射的光束穿过光纤 131-1 和光纤耦合器 131，其中在光纤耦合器 131 中，该光束被分割成向着光纤 131-2 的测量光束和向着光纤 131-3 的参考光束。测量光束穿过上述的 OCT 光学系统的光路以照射作为观察对象的被检眼 107 的眼底。该测量光束由视网膜反射和散射，由此经由相同的光路到达光学耦合器 131。参考光束穿过光纤 131-3、透镜 135-7 和色散补偿玻璃 115 以到达镜 132-4 从而发生反射。色散补偿玻璃 115 是为了对测量光束和参考光束的色散进行补偿所插入的。该参考光束经由相同的光路返回至光学耦合器 131。光学耦合器 131 将测量光束和参考光束合成为干涉光（还称为合成光）。当测量光束和参考光束的光路长度基本相同时，发生干涉。镜 132-4 由马达和驱动机构（未示出）以在光轴方向上可调整的方式来保持。因而，可以将参考光束的光路长度调整为与

根据被检眼 107 而改变的测量光束的光路长度相等。该干涉光经由光纤 131-4 被引导至分光器 180。

[0026] 在光纤 131-2 中设置针对测量光束的偏光调整单元 139-1。在光纤 131-3 中设置针对参考光束的偏光调整单元 139-2。偏光调整单元 139-1 和 139-2 包括各自以环状绕线的光纤 131-2 和 131-3 的一部分。可以通过使这些环状部分以各光纤的长度方向为中心转动、由此使光纤 131-2 和 131-3 扭转来将测量光束和参考光束的偏光状态调整为一致。在根据本典型实施例的设备中,预先调整并固定测量光束和参考光束的偏光状态。分光器 180 包括透镜 135-8 和 135-9、衍射光栅 181 以及线传感器 182。从光纤 131-4 发射的干涉光经由透镜 135-8 准直成近似平行光。然后,该平行光由衍射光栅 181 进行分光以经由透镜 135-9 在线传感器 182 上形成图像。

[0027] 以下将更加详细地说明光源 101 及其外周。光源 101 是作为代表性的低相干光源的超发光二极管 (SLD)。光纤 101 的中心波长为 855nm 且波长带宽约为 100nm。影响所获取到的断层图像在光轴方向上的分辨率的带宽是重要参数。在本典型实施例中,所采用的光源的类型是 SLD。然而,只要可以发射低相干光,还可以使用例如放大自发辐射 (ASE) 装置的任意其它类型的光源。由于人眼是要测量的对象,因此近红外光适合作为中心波长。影响所获取到的断层图像在横方向上的分辨率的中心波长优选为短波长。由于这两个原因,将中心波长设置为 855nm。

[0028] 在本典型实施例中,采用 Michelson 干涉仪。然而,还可以使用马赫曾德尔 (Mach-Zehnder) 干涉仪。当测量光束和参考光束之间的光量差相对小时,与单独设置有分割单元和合成单元的 Mach-Zehnder 干涉仪相比,优选设置有单个分割合成单元的 Michelson 干涉仪。

[0029] 用于获取断层图像的方法

[0030] 接着将说明用于获取断层图像的方法。控制单元 (未示出) 通过控制 XY 扫描器 134 来获取被检眼 107 的眼底的期望部位的断层图像。首先,在 X 方向上扫描测量光束 105,以使得线传感器 182 从眼底的 X 方向上的摄像区域拍摄预定摄像行数的信息。对在 X 方向上的位置处所获得的线传感器 182 上的亮度分布进行快速傅立叶变换 (FFT)。将通过该 FFT 所得到的线性亮度分布转换成浓度信息或颜色信息以显示在监视器 928 上。将该浓度信息或颜色信息称为 A 扫描图像。将通过排列多个 A 扫描图像所获得的二维图像称为 B 扫描图像。在拍摄到用于构建单个 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,并且在 X 方向上再次进行扫描以获得多个 B 扫描图像。检查者可以通过查看显示在监视器 928 上的多个 B 扫描图像或者由这些多个 B 扫描图像构建的三维断层图像来对被检眼 107 进行诊断。

[0031] 用于拍摄断层图像的流程

[0032] 将参考图 3A 和 3B 的流程图来说明为了获取断层图像所进行的调整。首先,在步骤 S101 中,图像处理 (用于获取断层图像的处理) 开始。个人计算机 925 执行摄像用程序以在监视器 928 上启动摄像用画面。同时,个人计算机 925 使得 XY 扫描器 314 进行操作。然后,该处理自动进入步骤 S102。

[0033] 接着,在步骤 S102 中,检查者使监视器 928 显示患者信息输入画面,并且选择患者、或者在新患者初诊的情况下输入患者信息。当检查者操作鼠标或其它输入装置 (例如,

利用鼠标点击患者信息输入画面上所显示的确定 (OK) 按钮) 时, 该处理进入步骤 S103。

[0034] 在步骤 S103 中, 患者使监视器 928 显示检查参数选择画面。例如, 作为检查参数, 检查者设置作为要检查的被检眼的左右眼、要拍摄断层图像的区域、要拍摄的断层图像的数量以及要包含在各 B 扫描图像中的 A 扫描图像的数量。将为了拍摄断层图像所进行的设置称为扫描模式。当检查者进行操作 (例如, 利用鼠标点击检查参数选择画面上所显示的确定按钮) 时, 该处理进入步骤 S104。

[0035] 测量画面

[0036] 参考图 1A 和 1B, 将说明步骤 S104 中显示在显示画面中的测量画面 1000。前眼观察画面 1101 显示前眼观察用 CCD 171 所获取到的图像。眼底二维图像显示画面 1201 (还称为眼底观察画面) 显示眼底观察用 CCD 172 所获取到的图像。断层图像显示画面 1301 用于检查所获取到的断层图像。按钮 1001 用于使被检眼在左右眼之间进行切换。当检查者按下 L 按钮或 R 按钮时, 使光学头 900 移动至与所按下的按钮相对应的左眼或右眼的位置。例如, 随着检查者使鼠标在桌上移动, 光标 1002 的位置相应地移动。

[0037] 在根据本典型实施例的眼科设备中, 可以根据位置检测单元 (未示出) 所检测到的光标 1002 的位置来改变对准等。该位置检测单元 (未示出) 可以根据光标 1002 在显示画面上的像素位置来计算光标 1002 的位置。在该显示画面上定义有预定区域。当光标 1002 位于这些预定区域的像素内时, 检查者可以进行针对这些区域所确定的各调整。检查者可以通过转动鼠标滚轮来操作鼠标。如图 1B 所示, 通常鼠标滚轮 931 配置在鼠标 930 的上部上。通过转动鼠标滚轮 931, 检查者可以给出用以进行例如对准调整的调整的指示。通过以例如拖曳的不同方式操作鼠标 930, 检查者也可以给出用以进行诸如对准调整等的调整的指示。在诸如对准调整等的调整完成之后, 检查者按下摄像按钮 1003 以拍摄所需图像。

[0038] 配置在各个图像附近的滑块用于进行调整。滑块 1103 用于调整光学头 900 相对于被检眼 107 在 Z 方向上的位置。滑块 1203 用于调整聚焦位置。在调整该聚焦位置时, 使透镜 135-3 和 135-5 在由图 2B 所示的箭头所表示的方向上移动以进行用于在眼底上实现聚焦的调整。在调整相干门位置时, 使镜 132-4 在由图 2B 的箭头所表示的方向上移动以允许在断层图像显示画面 1301 的期望位置处观察断层图像。在光标 1002 位于这些图像上的状态下进行的鼠标操作还引起各个滑块 1103、1203 和 1302 进行相应的移动。

[0039] 在步骤 S105 中, 检测光标 1002 的位置。更具体地, 检测光标 1002 在画面上的位置。在步骤 S106 中, 该处理要进入的下一步骤依赖于光标 1002 位于该多个区域中的哪个区域。如果光标 1002 位于前眼观察画面 1101 上, 则该处理进入步骤 S107, 如果光标 1002 位于眼底观察画面 1201 上, 则该处理进入步骤 S115。并且如果光标 1002 位于断层图像显示画面 1301 上, 则该处理进入步骤 S122。将说明光标 1002 所位于的区域与相应调整之间的具体关系。

[0040] 针对前眼部的对准的调整

[0041] 如果在步骤 S106 中判断为光标 1002 位于前眼观察画面 (还称为第一区域) 1101 上, 则在步骤 S107 中, 将鼠标滚轮操作分配给在 X 方向、Y 方向和 Z 方向上驱动光学头 900。在前眼观察画面 1101 上显示分割图像 1102, 从而能够检测到被检眼 107 和光学头 900 的物镜 135-1 之间在 Z 方向上的距离 (即, 工作距离)。例如, 在自动对准的情况下, 在使前眼部的上下的分割图像 1102 对准之后 (即, 在 X 方向和 Y 方向上的对准完成之后), 自动调整光

学系统的位置以实现期望的工作距离。如果选择了手动操作、然后将光标 1002 置于前眼观察画面 1101 上,则通过鼠标操作来调整该工作距离(从光学头 900 的物镜 135-1 到被检眼 107 的 Z 方向上的距离)。

[0042] 在步骤 S108 中,检测分割图像 1102 之间的偏移量。通过检测分割图像 1102 之间的偏移量,可以计算出工作距离相对于期望距离的偏移量。如果该偏移量大,则优选使光学头 900 相对于被检眼 107 的移动量(还称为变化量)增大(这表示粗略对准)。然而,如果该偏移量小,则优选使光学头 900 相对于被检眼 107 的移动量减小(这表示细微对准)。为了实现这种操作,光学系统相对于由诸如鼠标等的指示单元所指示的指示量(例如,鼠标滚动量或该滚动所引起的每单位时间的步数)的移动量改变。光学系统的移动量(还称为鼠标操作的灵敏度)的例子包括相对于上述的每单位时间的步数的变化量。通过检测瞳孔在上下的分割图像 1102 各自内的边缘来计算瞳孔的中心位置。通过将所计算出的上下的分割图像 1102 内的瞳孔中心位置进行比较,可以获得该偏移量。

[0043] 在步骤 S109 中,判断分割图像 1102 之间的偏移量是否等于或大于阈值。将如上所述所检测到的偏移量与预定阈值(预定值)进行比较。

[0044] 如果该偏移量等于或大于阈值(预定值)(步骤 S109 中为“是”),则在步骤 S110 中,使如上所述的移动量(鼠标操作的灵敏度)增大以进行粗略对准。

[0045] 然而,如果该偏移量小于阈值(预定值)(步骤 S109 中为“否”),则在步骤 S111 中,使该移动量(鼠标操作的灵敏度)减小以进行细微调整。可以预先设置该阈值,或者可以以检查者能够改变其值的方式设置该阈值。鼠标操作的灵敏度还可以根据分割图像 1102 之间的偏移量而改变,而无需设置阈值。

[0046] 在步骤 S112 中,基于如上所述所设置的移动量来调整工作距离。

[0047] 在步骤 S113 中,判断工作距离的调整是否完成。如果检查者或个人计算机 925 判断为上下的分割图像 1102 已适当对准(步骤 S113 中为“是”),则该处理进入步骤 S114,其中在步骤 S114 中结束工作距离的调整。如果检查者或个人计算机 925 判断为上下的分割图像 1102 没有适当对准(步骤 S113 中为“否”),则该处理返回至步骤 S109。这样,在前眼观察画面 1101 上进行了对准。

[0048] 针对眼底的聚焦位置的调整

[0049] 如果在步骤 S106 中判断为光标 1002 位于眼底观察画面(还称为第二或第三区域)1201 上,则在步骤 S115 中,将鼠标滚轮操作分配给驱动调焦透镜 135-3 和 135-5。在眼底观察画面 1201 上,显示预先设置的断层图像拍摄区域 1202 以供检查者进行检查。当检查者将光标 1002 置于该图像上时,将鼠标操作分配给驱动调焦透镜 135-3 和 135-5 从而进行调焦。

[0050] 在步骤 S116 中,检测聚焦状态。该聚焦状态是通过分析眼底观察画面 1201 上的图像的频率成分来进行检测的。

[0051] 在步骤 S117 中,判断所检测到的聚焦状态是否包含许多低频成分。如果眼底观察画面 1201 上的图像包含许多低频成分(步骤 S117 中为“是”),则由于调焦远离聚焦状态,因此需要使调焦透镜 135-3 和 135-5 大幅移动。然而,如果眼底观察画面 1201 上的图像包含许多高频成分(步骤 S117 中为“否”),则由于调焦接近于聚焦状态,因此需要进行细微的调焦。考虑到该差异,相对于鼠标操作的聚焦位置的移动量改变。计算并比较根据眼底

构造所预先确定的这两种频率成分（低频成分和高频成分）的量，从而检测聚焦状态。

[0052] 因此，在步骤 S117 中，判断所检测到的聚焦状态是否包含许多低频成分。将如上所述所检测到的两种频率成分的量与低频成分用的预定阈值（预定量）以及高频成分用的预定阈值（预定量）进行比较。

[0053] 如果低频成分的量大于其阈值且高频成分的量小于其阈值，则可以判断为在该聚焦位置处所获得的眼底图像包含许多低频成分（步骤 S117 中为“是”）。在这种情况下，在步骤 S118 中，将聚焦位置的移动量（还称为变化量）设置为大的量。

[0054] 如果低频成分的量小于其阈值且高频成分的量大于其阈值，则可以判断为在该聚焦位置处所获得的眼底图像中包含的低频成分的量小（步骤 S117 中为“否”）。在这种情况下，在步骤 S119 中，将聚焦位置的移动量设置为小的量。这允许对聚焦位置进行细微调整。可以预先设置这些阈值，或者可以以检查者可以改变这些阈值的值的方式来设置这些阈值。可以根据这两种频率成分来将鼠标操作的灵敏度设置为唯一值。鼠标操作的灵敏度还可以基于在投影到眼底上的分割对象（未示出）的分割对象图像之间出现的偏移量与其阈值之间的大小比较而改变。

[0055] 在步骤 S120 中，基于如上所述所设置的移动量来调焦。

[0056] 在步骤 S121 中，判断调焦是否完成。如果检查者或个人计算机 925 判断为已在期望范围内进行调焦（步骤 S121 中为“是”），则该处理进入步骤 S130 以结束该调焦。如果检查者或个人计算机 925 判断为尚未在期望范围内调焦（步骤 S121 中为“否”），则该处理返回至步骤 S117。这样，在眼底观察画面 1201 上进行了调焦。

[0057] 针对相干门的位置的调整

[0058] 如果在步骤 S106 中判断为光标 1002 位于断层图像显示画面（还称为第二区域）1301 上，则在步骤 S122 中，将鼠标滚轮操作分配给驱动相干门 132-4。当光标 1002 位于断层图像显示画面 1301 上时，通过操作鼠标来改变该相干门的位置。在步骤 S123 中，检测断层图像的状态。

[0059] 在步骤 S124 中，判断是否在断层图像显示画面 1301 上显示了断层图像。在调整相干门的位置时，该相干门的位置相对于鼠标操作的移动量（还被称为变化量）根据是否在断层图像显示画面 1301 上显示了断层图像而改变。更具体地，如果在断层图像显示画面 1301 上未显示断层图像，则使如上所述的移动量增大。如果显示了断层图像，则使移动量减小。更具体地，对来自线传感器 182 的输出进行波转换、傅立叶变换以及其它所需处理以获得断层图像的 A 扫描信息。根据该 A 扫描信息是否包括等于或大于噪声水平的亮度值来进行上述的判断。

[0060] 在步骤 S124 中，如果 A 扫描信息包括等于或高于噪声水平的亮度值，则判断为在断层图像显示画面 1301 上显示了断层图像（步骤 S1204 中为“是”）。然后，在步骤 S125 中，将相干门的移动量设置为小的量。

[0061] 然而，如果亮度值小于噪声水平，则判断为在断层图像显示画面 1301 上未显示断层图像（步骤 S124 中为“否”）。然后，在步骤 S126 中，将相干门的移动量设置为大的量。

[0062] 在步骤 S127 中，基于如上所述所设置的相干门的移动量来对相干门进行调整。

[0063] 在步骤 S128 中，判断相干门的调整是否完成。如果检查者或个人计算机 925 判断为已在期望范围内调整了相干门（步骤 S128 中为“是”），则该处理进入步骤 S129 以结束

相干门的调整。如果检查者或个人计算机 925 判断为尚未在期望范围内调整相干门（步骤 S128 中为“是”），则该处理返回至步骤 S124。这样，在断层图像显示画面 1301 上进行了相干门的调整。

[0064] 如上所述，利用根据本典型实施例的眼科设备，检查者可以在直接观察图像的情况下进行所需调整。因而，操作得以简化并且可以更加高效地进行这些调整。在前述的说明中，手动调整对准、聚焦和相干门，但还可以按该顺序进行自动调整。

[0065] 还可以对眼科设备进行配置，以使得检查者可以在测量画面 1000 上选择手动进行这些调整的手动模式或者自动进行这些调整的自动模式。在这种情况下，如果检查者选择自动模式，则在这些自动调整完成之后可以自动选择手动模式（其中，检查者可以使用指示单元给出用以进行改变的指示）。这种结构使得检查者能够在自动的粗略调整之后手动进行细微调整，从而可以提高这些调整的效率。

[0066] 本发明的方面还可以通过进行以下的处理来实现。更具体地，将用于实现上述典型实施例的功能的软件（程序）经由网络或者从各种类型的记录介质供给至系统或设备。该系统或设备的计算机（诸如中央处理单元（CPU）和微处理器单元（MPU）等）读出并执行该程序。

[0067] 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。

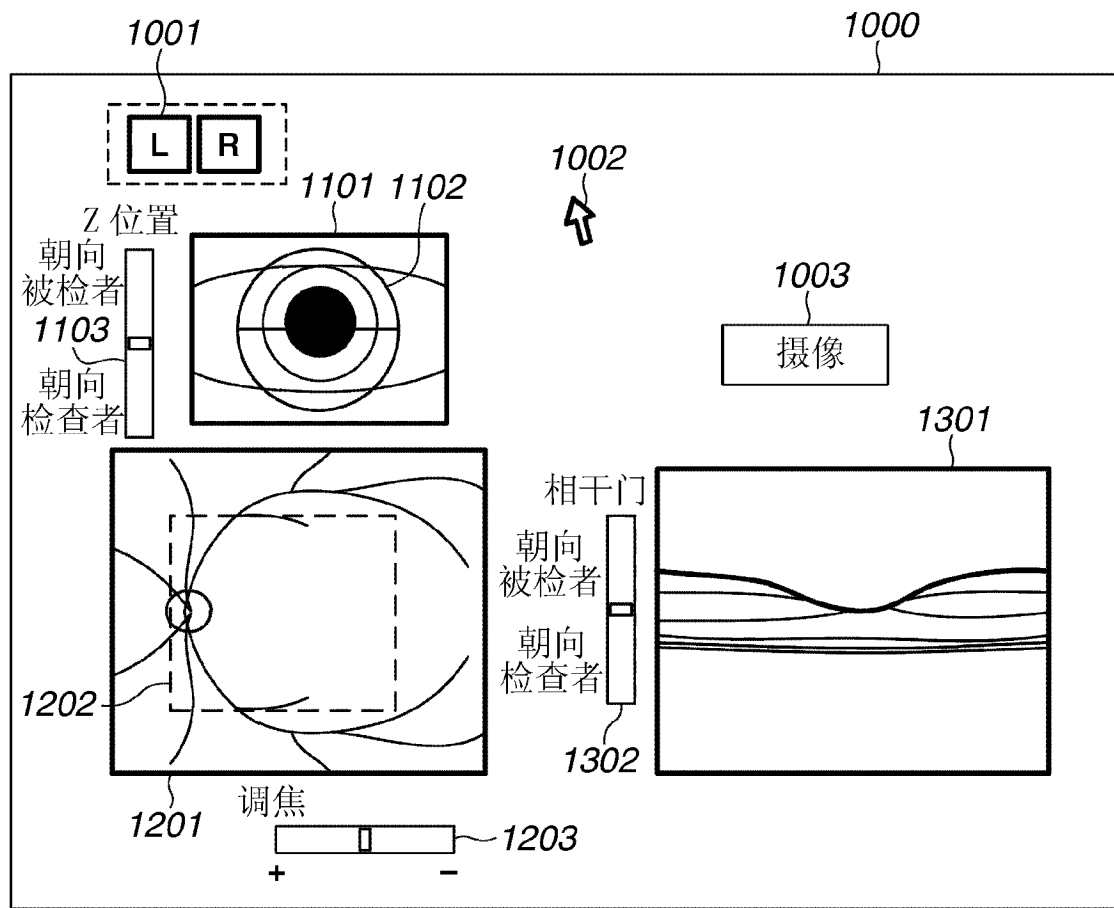


图 1A

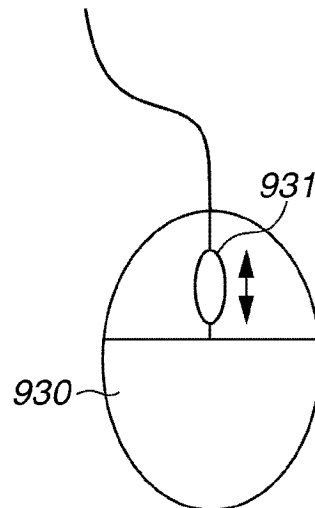


图 1B

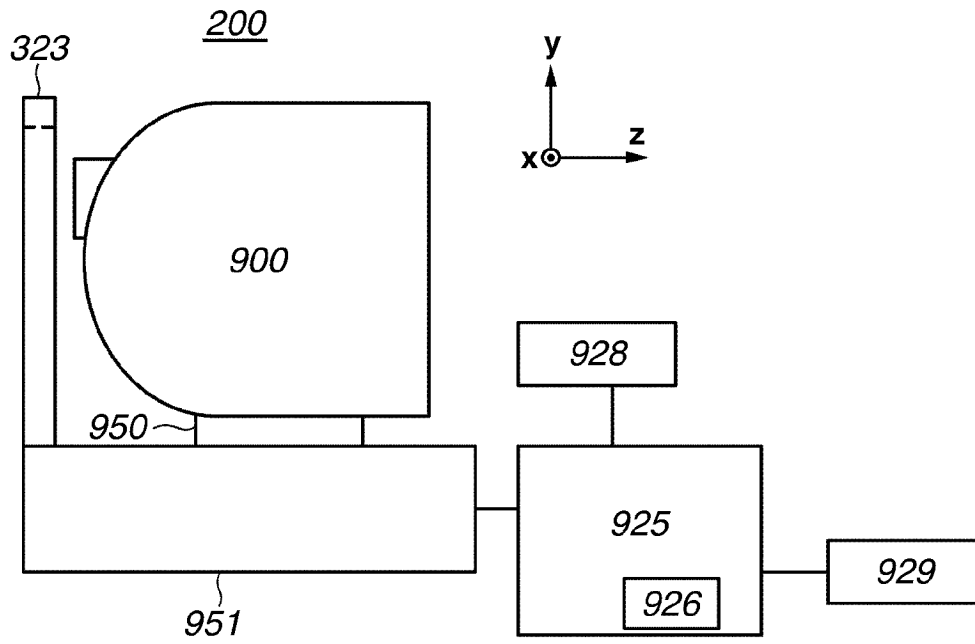


图 2A

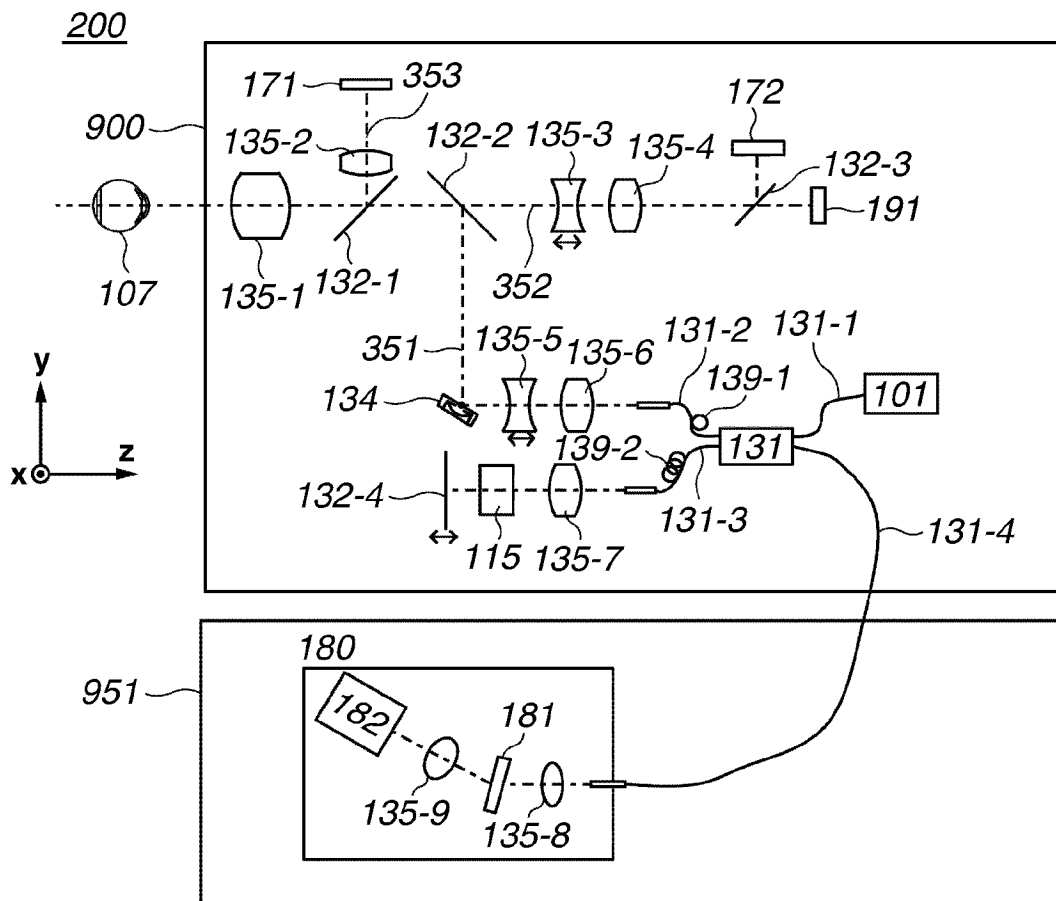


图 2B

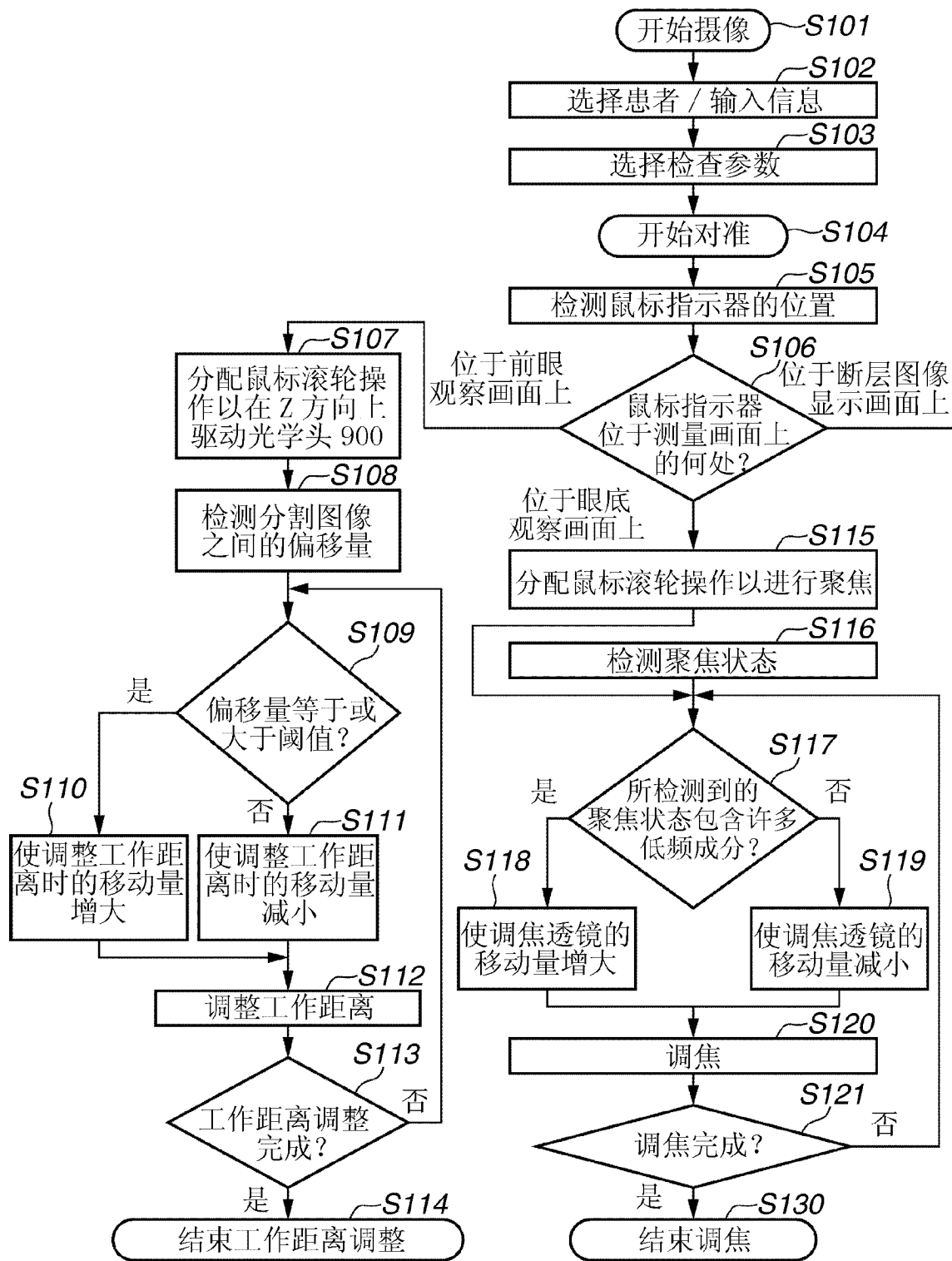


图 3A

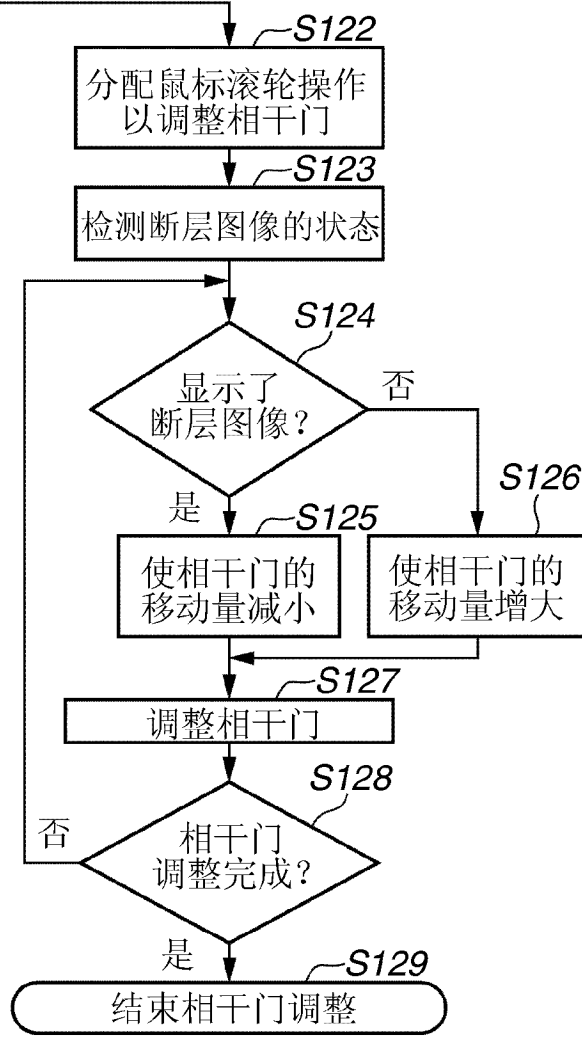


图 3B