



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102264281 B

(45) 授权公告日 2014.03.12

(21) 申请号 200980152972.X

(22) 申请日 2009.12.18

(30) 优先权数据

2008-331925 2008. 12. 26 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 06. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2009/071718 2009. 12. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/074279 EN 2010. 07. 01

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 广濑太

(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)

A61B 5/00 (2006.01)

G01B 9/02 (2006.01)

G02B 21/00 (2006.01)

(56) 对比文件

W0 92/19930 A1, 1992. 11. 12, 全文.

CN 1092949 C, 2002. 10. 23, 全文.

US 2008/0117431 A1, 2008. 05. 22, 全文.

CN 101115436 A, 2008.01.30, 全文.

US 6198540 B1, 2001.03.06, 全文.

US 5620436 A, 1997. 04. 15, 全文.

审查员 何琛

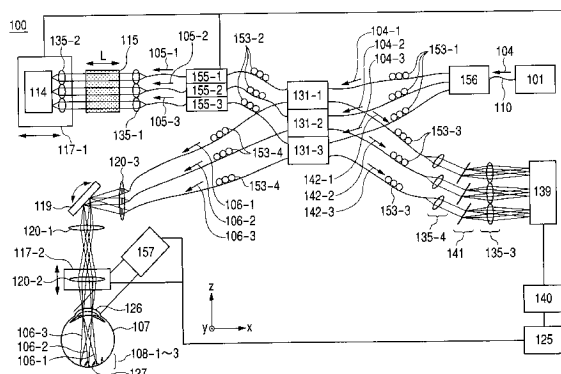
权利要求书2页 说明书15页 附图11页

(54) 发明名称

光学断层图像摄像设备和光学断层图像摄像方法

(57) 摘要

提供了以下一种光学断层图像摄像设备：当对被检体的断层图像摄像时，能够监视由测量光束组相对于被检体的入射位置和入射角度所表示的入射状态，使该测量光束组在该被检体的预定位置处形成图像，并且高速获得断层图像。该光学断层图像摄像设备的特征在于：将从光源发射出的要分割的多个光束和从多个光源发射出的多个光束之一分割成测量光束组和参考光束组，并且该光学断层图像摄像设备包括用于获得被检体的监视图像的监视装置，由此能够监视由测量光束组相对于被检体的入射位置和入射角度所表示的入射状态。



1. 一种光学断层图像摄像设备,用于基于通过对来自利用多个测量光束照射的被检眼的多个返回光束和分别与所述多个测量光束相对应的多个参考光束进行合成所获得的多个合成光束,来至少获得所述被检眼的断层图像,所述光学断层图像摄像设备包括:

照射装置,用于利用所述多个测量光束照射所述被检眼的前眼部;

监视装置,用于获得所述被检眼的监视图像;以及

调整装置,用于从所述监视图像获得所述照射装置利用所述多个测量光束照射所述前眼部的照射范围的信息,并且基于所述照射范围的信息来将各个所述照射范围调整为预定重叠状态。

2. 根据权利要求1所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,按以下方式至少之一配置所述调整装置:

将利用所述多个测量光束照射的所述前眼部的面积调整为最小;

通过增加和减少所述多个测量光束的光束数量来识别所述多个测量光束和所述被检眼的相对位置;

增大和减小所述多个测量光束的扫描范围;

通过使用要将所述被检眼引导至的固视目标来使视线移动;以及

移动用于将被检者的面部保持于预定位置的面部固定单元。

3. 根据权利要求1所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述调整装置调整所述多个测量光束和所述被检眼的相对位置。

4. 根据权利要求1所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,还包括记录装置,所述记录装置用于将所述监视图像和所述断层图像彼此相关联地记录。

5. 根据权利要求1所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述监视装置包括照相机、区域传感器和共焦显微镜至少之一。

6. 根据权利要求1所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,还包括形成以下光路至少之一的光纤:

用于将从光源发射出的多个光束或从多个光源发射出的多个光束引导至该多个光束被分割成所述多个测量光束和所述多个参考光束的位置的光路;

用于将所述多个测量光束引导至所述被检眼的光路;

用于将所述多个返回光束引导至光电转换电路的光路;以及

用于将所述多个参考光束引导至所述光电转换电路的光路。

7. 一种光学断层图像摄像方法,用于通过使用根据权利要求2所述的光学断层图像摄像设备来拍摄光学断层图像,由此拍摄被检眼的断层图像,所述光学断层图像摄像方法包括以下步骤:

第一调整步骤,用于将所述扫描范围设置为小于预定摄像范围;

第二调整步骤,用于使用所述监视装置来监视利用所述多个测量光束照射所述前眼部的状态;

第三调整步骤,用于增加/减少所述多个测量光束的数量,以识别所述多个测量光束和所述被检眼的相对位置;以及

第四调整步骤,用于使用面部固定单元、固视灯和测量光学系统至少之一来调整所述多个测量光束和所述被检眼的相对位置。

8. 一种光学断层图像摄像设备,用于基于通过对来自利用多个测量光束照射的被检眼的多个返回光束和分别与所述多个测量光束相对应的多个参考光束进行合成所获得的多个合成光束,来至少获得所述被检眼的断层图像,所述光学断层图像摄像设备包括:

照射装置,用于利用所述多个测量光束照射所述被检眼的前眼部;

获得装置,用于获得所述照射装置利用所述多个测量光束照射所述前眼部的照射范围的信息;以及

调整装置,用于基于所述照射范围的信息,将各个所述照射范围调整为预定重叠状态。

9. 根据权利要求8所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述照射范围的信息是所述照射范围的重叠面积的信息,并且所述调整装置增大所述重叠面积以将各个所述照射范围调整为所述预定重叠状态。

10. 根据权利要求8所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述照射范围的信息是所述照射范围的近似中心之间的距离的信息,并且所述调整装置减小所述距离以将各个所述照射范围调整为所述预定重叠状态。

11. 根据权利要求8所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述预定重叠状态是所述多个测量光束的光轴在所述前眼部的近似中心处相交的状态。

12. 根据权利要求8所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述调整装置包括距离改变装置,所述距离改变装置用于改变所述照射装置和所述前眼部之间的距离。

13. 根据权利要求8所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述获得装置包括监视图像获得装置,所述监视图像获得装置用于获得所述被检眼的前眼部的监视图像,并且所述获得装置通过分析所述监视图像来获得所述照射范围的信息。

光学断层图像摄像设备和光学断层图像摄像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光学断层图像摄像设备和光学断层图像的摄像方法,尤其涉及眼科护理等所使用的光学断层图像摄像设备和光学断层图像的摄像方法。

背景技术

[0002] 当前,存在各种使用光学仪器的眼科仪器。

[0003] 例如,作为用于监视眼睛的光学仪器,使用诸如前眼部摄像仪器、眼底照相机和共焦激光扫描检眼镜(扫描激光检眼镜:SLO)等的各种仪器。

[0004] 特别地,利用多波长光的干涉现象来进行光学相干断层成像(OCT)的光学断层图像摄像设备是能够以高分辨率获得样本的断层图像的设备。

[0005] 由于该原因,作为门诊部的视网膜专家用的眼科仪器,光学断层图像摄像设备逐渐成为不可缺少的设备。在下文,光学断层图像摄像设备被称为 OCT 设备。

[0006] 在上述的 OCT 设备中,向样本照射作为低相干光束的测量光束,并且可以通过使用干涉系统以高感光度来测量来自样本的背散射光。

[0007] 另外,OCT 设备能够通过利用测量光束扫描样本来以高分辨率获得断层图像。

[0008] 这使得 OCT 设备能够以高分辨率对被检眼的眼底中的视网膜的断层图像摄像,因而 OCT 设备广泛用于视网膜的眼科诊断等。

[0009] 近年来,眼科使用的 OCT 设备已从传统的时域方法变为可以进行快速摄像的傅立叶域方法。高速摄像防止了由于诸如无意识眼动等的眼移动而引起的图像模糊或丢失。

[0010] 然而,即使利用能够进行高速摄像的傅立叶域方法,也不能完全消除由于眼移动而引起的图像模糊或丢失。因而,期望进一步加速。

[0011] 在日本特开 2006-195240 中,使用微透镜阵列和尼普科夫圆盘(Nipkow disk)来实现具有多个测量光束的多光束 OCT 设备。该 OCT 设备使得能够高速获得活体的断层图像和荧光断层图像。

[0012] 日本专利 2,875,181 公开了以下的 OCT 设备:该 OCT 设备包括多个光源、针对这些多个光源共同设置的物体光束成像光学系统、以及离散配置在与共同设置的参考光束成像光学系统和光源的位置相对应的位置处的多个光传感器。

[0013] 在该 OCT 设备中,在多个点处同时获得数据,并且使参考光束偏移以获得多点数据,从而使得能够高速获得这些数据。

[0014] 此外,OCT 设备使作为低相干光束的测量光束在视网膜的预定位置处形成图像,由此获得断层图像。

[0015] 然而,存在以下情况:由于诸如难以使被检眼保持静止等的被检眼侧的原因,因而测量光束难以在不会由于虹膜而引起渐晕的情况下穿过瞳孔并且在视网膜的预定位置处形成图像。

[0016] 具体地,在 OCT 设备中,如果测量光束由于虹膜而引起渐晕,则到达视网膜的预定位置的测量光的比率减小,因此从视网膜反射来的光束可能减少。在这种情况下,由于测量

光束的功率因安全原因而存在上限,因此作为最终结果要获得的断层图像的对比度变低。

[0017] 特别地,在使测光光束的光束直径变大从而实现在垂直于光轴的方向上具有高分辨率的 OCT 设备的情况下,或者在配置具有多个测量光束的多光束 OCT 设备从而实现高速 OCT 设备的情况下,这种趋势更加明显。

[0018] 日本特开 2002-174769 公开了能够进行高分辨率监视的用于监视生物样本的内部的 OCT 设备。

[0019] 在该 OCT 设备中,在监视样本时,使用光束直径改变光学系统来在能够进行高分辨率监视的模式和能够进行宽范围监视的模式之间切换,由此能够以高的 S/N 比进行监视。

[0020] 如上所述,当使用 OCT 设备来监视眼底时,存在以下情况:由于诸如难以使被检眼保持静止等的被检眼侧的原因,因而测量光束难以在不照射虹膜的情况下穿过瞳孔并且在视网膜的预定位置处形成图像。

[0021] 特别地,在配置具有多个测量光束的多光束 OCT 设备从而高速获得宽范围的断层图像的情况下,其影响更加明显。

[0022] 在上述的日本特开 2006-195240 中,使用微透镜阵列和尼普科夫圆盘来实现多光束 OCT 设备,从而能够进行高速摄像。然而,日本特开 2006-195240 没有特别考虑在监视眼底时需要的、针对上述的被检眼侧的原因即难以使被检眼保持静止的措施。在上述的日本专利 2,875,181 中,实现了包括多个光源和多个光传感器的 OCT 设备以使得能够进行高速摄像。然而,日本专利 2,875,181 也没有特别考虑在监视眼底时需要的、针对上述的被检眼侧的原因即难以使被检眼保持静止的措施。

[0023] 在上述的日本特开 2002-174769 中,使用光束直径改变光学系统来在能够进行高分辨率监视的模式和能够进行宽范围监视的模式之间切换,因而能够进行高分辨率监视。

[0024] 然而,日本特开 2002-174769 也没有特别考虑在监视眼底时需要的、针对上述的被检眼侧的原因即难以使被检眼保持静止的措施。

发明内容

[0025] 考虑到上述问题,本发明的目的在于提供以下的光学断层图像摄像设备和光学断层图像的摄像方法:当拍摄被检体的断层图像时,能够监视由测量光束组相对于被检体的入射位置和入射角度所表示的入射状态,使该测量光束组在该被检体的预定位置处形成图像,并且高速获得断层图像。

[0026] 本发明提供如下配置的光学断层图像摄像设备。一种光学断层图像摄像设备,其被配置为:

[0027] 将从光源发射出的多个光束或从多个光源发射出的多个光束分割成测量光束组和参考光束组,并且将所述测量光束组和所述参考光束组分别引导至被检体和参考镜;以及

[0028] 使用被所述被检体反射或散射的测量光束组的返回光束组以及被所述参考镜反射的参考光束组,对所述被检体的断层图像摄像,

[0029] 所述光学断层图像摄像设备包括监视装置,所述监视装置用于获得所述被检体的监视图像,

[0030] 所述监视装置能够监视由所述测量光束组相对于所述被检体的入射位置和入射角度所表示的入射状态。

[0031] 根据本发明,当拍摄被检体的断层图像时,可以监视由测量光束组相对于被检体的入射位置和入射角度所表示的入射状态,可以使该测量光束组在该被检体的预定位置处形成图像,并且可以高速获得断层图像。

[0032] 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

[0033] 图 1 是示出根据本发明第一实施例的 OCT 设备的光学系统的结构的图。

[0034] 图 2A、2B、2C 和 2D 是用于说明根据本发明第一实施例的 OCT 设备获得断层图像的方法的图。

[0035] 图 3A 和 3B 是用于说明根据本发明第一实施例的 OCT 设备的测量光束监视系统的结构的图。

[0036] 图 4A、4B 和 4C 是用于说明根据本发明第一实施例的 OCT 设备的测量光束监视系统的结构的图。

[0037] 图 5A、5B 和 5C 是用于说明根据本发明第一实施例的 OCT 设备的测量光束监视系统的结构的图。

[0038] 图 6A 和 6B 是用于说明根据本发明第一实施例的 OCT 设备的测量光束监视系统的结构的图。

[0039] 图 7A、7B、7C 和 7D 是用于说明根据本发明第一实施例的 OCT 设备调整被检眼的位置的方法的图。

[0040] 图 8 是用于说明根据本发明第一实施例的对光学断层图像摄像的方法的各个处理的流程图。

[0041] 图 9 是示出根据本发明第二实施例的 OCT 设备的整体结构的图。

[0042] 图 10 是示出根据本发明第二实施例的 OCT 设备的光学系统的结构的图。

[0043] 图 11 是示出根据本发明第二实施例的 OCT 设备的 OCT 摄像部的结构的图。

具体实施方式

[0044] 以下说明本发明的实施模式。

[0045] 在本实施模式中,可以应用上述的本发明的结构,由此例如配置如以下的(1)~(20)所述的光学断层图像摄像设备(OCT 设备)。

[0046] (1)如图 1 所示,根据本实施模式的光学断层图像摄像设备被配置为:将从光源 101 发射出的且分割成多个光束的分割光束进一步分割成测量光束组 106-1 ~ 106-3 和参考光束组 105-1 ~ 105-3,其中测量光束组和参考光束组均包括分割成的多个光束;将测量光束组和参考光束组分别引导至被检体 107 和参考镜 114;并且使用从由被检体反射或散射的测量光束组获得的返回光束组 108-1 ~ 108-3 以及由参考镜反射的参考光束组来拍摄被检体的断层图像(参见图 2C)。

[0047] 在这种情况下,光学断层图像摄像设备包括监视装置 157,监视装置用于获得被检体的监视图像,并且监视装置能够监视由测量光束组相对于被检体的入射位置和入射角度

所表示的入射状态。

[0048] 利用该结构,包括包含多个测量光束的测量光束组的光学断层图像摄像设备 100 监视利用该测量光束组照射被检体的状态。

[0049] 如上所述,利用光学断层图像摄像设备包括用于获得监视图像的监视装置的这样的结构,可以容易地识别利用测量光束组照射被检体的状态。

[0050] 结果,可以容易地使测量光束组和被检体之间的位置关系最优化,从而使得能够高速获得宽范围的断层图像。

[0051] (2) 利用光学断层图像摄像设备包括用于基于监视装置所获得的监视图像来识别测量光束组的入射位置的位置识别装置的这样的结构,可以容易地识别测量光束组和被检体的相对位置,从而更容易调整这些相对位置。

[0052] (3) 利用监视装置配置在作为被检体的被检眼附近、并且能够监视利用测量光束组照射被检眼的前眼部的状态的这样的结构,测量光束组可以以光学最佳状态入射到被检眼。

[0053] (4) 利用光学断层图像摄像设备包括能够基于监视装置所获得的监视图像来调整测量光束组和被检眼的相对位置的调整装置(个人计算机 125)的这样的结构,测量光束组可以以光学方式适当地入射到被检眼。

[0054] (5) 利用调整装置能够将利用测量光束组照射的前眼部的面积调整为最小的这样的结构,测量光束组可以以光学方式适当地入射到被检眼。

[0055] (6) 利用调整装置能够增加和减少测量光束组的光束数量的这样的结构,可以获得以下的指标:该指标用于判断与最佳位置相比较、测量光束组和被检眼的相对位置是否彼此更近。

[0056] (7) 利用测量光束组的光束数量增加/减少装置增加和减少测量光束组的光束数量以识别测量光束组和被检眼的相对位置的这样的结构,可以获得用于确定通过使用调整装置如何进行调整的指标。

[0057] (8) 利用调整装置能够增大和减小测量光束组的扫描范围的这样的结构,可以缩小在调整测量光束组和被检眼的相对位置时该测量光束组的扫描范围,从而更容易进行调整。

[0058] (9) 利用调整装置能够利用要将被检眼引导至的固定目标(例如,固视灯)来使视线移动的这样的结构,主要可以提示被检眼的转动移动。结果,可以使测量光束组容易地在视网膜的预定位置处形成图像。

[0059] (10) 利用调整装置能够移动用于将被检者的面部保持于预定位置的面部固定单元的这样的结构,使得能够进行被检眼的平行移动。结果,可以使测量光束容易地在视网膜的预定位置处形成图像。

[0060] (11) 利用调整装置能够调整用于将测量光束组引导至被检体的测量光学系统的这样的结构,可以对测量光束组进行调整从而适当地入射到被检体。

[0061] (12) 利用光学断层图像摄像设备包括用于将监视图像和断层图像彼此相关联地记录的记录装置的这样的结构,可以识别测量光束组入射到被检体的状态,由此使得可以论述所获得的断层图像的可靠性。

[0062] (13) 利用监视装置包括照相机 157 的结构,可以容易地监视测量光束组入射到前

眼部的状态。

[0063] (14) 利用监视装置包括区域传感器 (参见图 10 的 501) 的结构,可以容易地监视测量光束组入射到前眼部的状态。

[0064] (15) 利用监视装置包括共焦显微镜的结构,可以容易地监视测量光束入射到前眼部的状态。

[0065] (16) 利用光学断层图像摄像设备包括形成以下的光路至少之一的光纤的结构,可以实现稳定性优良的紧凑型光学断层图像摄像设备:用于将从光源获得的多个光束或从多个光源发射出的多个光束引导至该多个光束被分割成测量光束组和参考光束组的位置的光路;用于将测量光束组引导至被检体的光路;用于将返回光束组引导至光电转换电路的光路;和用于将参考光束组引导至光电转换电路的光路。

[0066] (17) 利用用于对被检眼的眼底的断层图像摄像的光学断层图像摄像设备包括眼底照相机主体部 300、和用于对被检眼的眼底的平面图像摄像的照相机部 500 的这样的结构,可以实现具有眼底照相机和 OCT 设备这两者的功能的设备。

[0067] 因此,可以实现空间使用效率高和收益性高的 OCT 设备。

[0068] (18) 利用眼底照相机主体部和用于对眼底的平面图像摄像的照相机部经由适配器 400 能够彼此连接的这样的结构,可以通过使用现有的眼底照相机来实现 OCT 设备的功能。

[0069] (19) 在根据以上的项 (1) ~ (18) 中任一项所述的光学断层图像摄像设备中,采用对被检体的断层图像摄像的光学断层图像的摄像方法,摄像方法包括以下步骤:

[0070] 第一调整步骤,用于使用扫描范围增加/减少装置来将扫描范围设置为小于期望摄像范围;

[0071] 第二调整步骤,用于使用监视装置来监视利用测量光束照射前眼部的状态;

[0072] 第三调整步骤,用于使用光束数量增加/减少装置来识别测量光束和被检眼的相对位置;以及

[0073] 第四调整步骤,用于使用面部固定单元、固视灯和测量光学系统至少之一来调整测量光束组和被检眼的相对位置。结果,可以高效地使测量光束组在被检眼的视网膜的预定位置处形成图像,从而进行高效摄像。

[0074] (20) 通过自动进行上述的第一步骤至第四步骤至少之一,可以高效地调整测量光束组和被检眼的相对位置。

[0075] 实施例

[0076] 接着说明本发明的实施例。

[0077] 第一实施例

[0078] 在第一实施例中,说明应用了本发明的 OCT 设备。在本实施例中,特别地,说明用于对被检眼的断层图像 (OCT 图像) 摄像的设备。

[0079] 本实施例所述的 OCT 设备是傅立叶域 OCT 设备 (傅立叶域 OCT), 并且还是具有快速摄像用的三个测量光束并且能够同时获得三个断层图像的多光束 OCT 设备。

[0080] 在本实施例中,说明 OCT 设备具有三个测量光束的情况,但测量光束的数量可以根据预定的摄像速度而增加。

[0081] 首先,说明根据本实施例的 OCT 设备的光学系统的整体示意结构。

[0082] 图 1 是示出根据本实施例的 OCT 设备的光学系统的整体示意结构的图。

[0083] 在图 1 中, 由 100 表示 OCT 设备; 由 101 表示光源; 由 104 表示发射光束; 由 105-1、105-2 和 105-3 表示参考光束; 由 106-1、106-2 和 106-3 表示测量光束; 由 142-1、142-2 和 143-3 表示多路复用后的光束; 由 107 表示被检眼; 由 108-1、108-2 和 108-3 表示返回光束; 由 110 表示单模光纤; 由 120-1、120-2、120-3、135-1、135-2、135-3 和 135-4 表示透镜; 并且由 114 表示镜。由 115 表示色散补偿玻璃; 由 117-1 和 117-2 表示电动台; 由 119 表示 XY 扫描器; 并且由 125 表示个人计算机。

[0084] 由 126 表示角膜; 由 127 表示视网膜; 由 131-1、131-2、131-3 和 156 表示光学耦合器; 由 139 表示线照相机; 由 140 表示取帧器; 由 141 表示透过光栅; 由 153-1、153-2、153-3 和 153-4 表示偏光控制器; 由 155-1、155-2 和 155-3 表示光纤长度调整装置; 并且由 157 表示监视照相机。

[0085] 如图 1 所示, 本实施例的 OCT 设备 100 整体形成 Michelson 干涉系统。

[0086] 在图 1 中, 作为从光源 101 发射出的光束的发射光束 104 由光学耦合器 156 分割成三个发射光束 104-1、104-2 和 104-3。在本实施例中, 将从一个光源发射出的光束分割成多个光束以获得多个发射光束。然而, 可以准备多个光源以获得多个发射光束。

[0087] 此外, 发射光束 104-1、104-2 和 104-3 穿过偏光控制器 153-1, 并且由光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 按 50 : 50 的强度比分别分割成参考光束 105-1、105-2 和 105-3 以及测量光束 106-1、106-2 和 106-3。

[0088] 测量光束 106-1、106-2 和 106-3 作为由要监视的被检眼 107 的视网膜 127 已反射或散射的返回光束 108-1、108-2 和 108-3 而返回。然后, 光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 将返回光束 108-1、108-2 和 108-3 与参考光束 105-1、105-2 和 105-3 多路复用。

[0089] 在将参考光束 105-1、105-2 和 105-3 与返回光束 108-1、108-2 和 108-3 彼此多路复用之后, 由此产生的光束经由透过光栅 141 根据波长而分散, 并被输入到线照相机 139。线照相机 139 针对各位置 (波长) 将光强度转换成电压, 并且通过使用电压信号来生成被检眼 107 的断层图像。

[0090] 接着说明光源 101 及其相关事项。

[0091] 光源 101 是作为典型的低相干光源的超发光二极管 (SLD)。

[0092] 光源 101 的波长为 830nm 并且带宽为 50nm。这里, 由于带宽影响所获得的断层图像在光轴方向上的分辨率, 因此带宽是重要参数。

[0093] 另外, 尽管在本实施例中使用 SLD 型光源, 但还可以使用放大自发发射 (ASE) 型等, 只要该光源发射低相干光束即可。另外, 关于光的波长, 由于该光用来测量眼睛, 因此近红外光适合。

[0094] 此外, 由于波长影响所获得的断层图像在横向方向上的分辨率, 因此期望波长尽可能短。这里, 波长为 830nm。根据要监视的测量部位, 可以选择其它波长。

[0095] 接着说明参考光束 105-1、105-2 和 105-3 的光路。

[0096] 由光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 分割后的参考光束 105-1、105-2 和 105-3 穿过偏光控制器 153-2 以及光纤长度调整装置 155-1、155-2 和 155-3。然后, 由此产生的光束由透镜 135-1 转换成光束直径为 1mm 的平行光束, 然后被发射。

[0097] 接着, 参考光束 105-1、105-2 和 105-3 穿过色散补偿玻璃 115, 并且由透镜 135-2

会聚到镜 114 上。

[0098] 接着,参考光束 105-1、105-2 和 105-3 在镜 114 处改变方向,并且被再次引向光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3。

[0099] 接着,参考光束 105-1、105-2 和 105-3 穿过光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 并被引导至线照相机 139。

[0100] 这里,色散补偿玻璃 115 针对参考光束 105-1、105-2 和 105-3,分别对当测量光束 106-1、106-2 和 106-3 入射到被检眼 107 并被被检眼 107 反射时发生的色散进行补偿。

[0101] 这里,假定将作为日本人的眼球的平均直径的代表值设置为 23mm。

[0102] 此外,电动台 117-1 能够在由该图中的箭头所表示的方向上移动,从而使得能够调整和控制参考光束 105-1、105-2 和 105-3 的光路长度。

[0103] 另外,个人计算机 125 可以高速控制电动台 117-1。

[0104] 此外,光纤长度调整装置 155-1、155-2 和 155-3 是为了对各个光纤长度进行细微调整的目的而安装的,并且能够根据测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的各个测量位置来调整参考光束 105-1、105-2 和 105-3 的光路长度。个人计算机 125 可以控制光纤长度调整装置 155-1、155-2 和 155-3。

[0105] 接着说明测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的光路。

[0106] 由光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 分割后的测量光束 106-1、106-2 和 106-3 穿过偏光控制器 153-4,并且经由透镜 120-3 作为光束直径为 1mm 的平行光束而发射。将由此产生的光束输入至 XY 扫描器 119 的镜。

[0107] 这里,为了说明简单,将 XY 扫描器 119 作为单个镜来进行说明,但实际上,X 扫描镜和 Y 扫描镜这两个镜彼此接近配置,从而在垂直于光轴的方向上对视网膜 127 进行光栅扫描。此外,对透镜 120-1 和 120-3 进行调整,以使得各个测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的中心与 XY 扫描器 119 的镜的转动中心对准。

[0108] 构成用于利用测量光束 106-1、106-2 和 106-3 扫描视网膜 127 的光学系统的透镜 120-1 和 120-2 具有以下作用:在将角膜 126 的附近设置为支点的情况下,利用测量光束 106-1、106-2 和 106-3 扫描视网膜 127。

[0109] 这里,透镜 120-1 和 120-2 的焦距均为 50mm。

[0110] 此外,电动台 117-2 能够在由箭头所表示的方向上移动,从而使得能够调整和控制安装到电动台 117-2 的透镜 120-2 的位置。通过调整透镜 120-2 的位置,可以使测量光束 106-1、106-2 和 106-3 会聚到被检眼 107 的视网膜 127 的预定层,以进行监视。

[0111] 此外,还可以处理具有屈光不正的被检眼 107 的情况。当测量光束 106-1、106-2 和 106-3 入射到被检眼 107 时,测量光束 106-1、106-2 和 106-3 由视网膜 127 反射或散射而成为返回光束 108-1、108-2 和 108-3。然后,返回光束 108-1、108-2 和 108-3 穿过光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 而被引导至线照相机 139。

[0112] 这里,个人计算机 125 可以高速控制电动台 117-2。

[0113] 接着说明根据本实施例的 OCT 设备的测量系统的结构。

[0114] 光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 分别使作为由视网膜 127 反射或散射的光束的返回光束 108-1、108-2 和 108-3 与参考光束 105-1、105-2 和 105-3 彼此多路复用。

[0115] 然后,多路复用后的光束 142-1、142-2 和 142-3 经由透过光栅 141 根据波长而分

散,并且由透镜 135-3 会聚。然后,线照相机 139 针对各位置(波长)将光的强度转换成电压。

[0116] 具体地,与测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的数量相关联地,线照相机 139 监视沿着三个波长轴的光谱区域的干涉图案。

[0117] 取帧器 140 将由此获得的电压信号组转化成数字值。之后,个人计算机 125 进行数据处理以形成断层图像。

[0118] 这里,线照相机 139 具有 4,096 个像素,并且使用这些像素中的 3,072 个像素来针对各个波长(分割成 1,024 个位置)获得多路复用后的光束 142-1、142-2 和 142-3 的强度。

[0119] 接着说明通过使用 OCT 设备来获得断层图像的方法。

[0120] 这里,参考图 2A、2B、2C 和 2D 来说明获得视网膜 127 的断层图像(平行于光轴的表面)的方法。利用相同的附图标记来表示与图 1 所示的组件相同或相对应的组件,因而省略了对这些组件的重复说明。

[0121] 图 2A 示出 OCT 设备 100 监视被检眼 107 的状态。

[0122] 如图 2A 所示,测量光束 106-1、106-2 和 106-3 穿过角膜 126,入射到视网膜 127,并且在各个位置处被反射或散射以成为返回光束 108-1、108-2 和 108-3。返回光束 108-1、108-2 和 108-3 在与各个位置相对应的时间延迟的情况下到达线照相机 139。

[0123] 这里,光源 101 的带宽宽,并且其空间相干长度短。因此,如果参考光束光路的光路长度与测量光束光路的光路长度大致相等,则线照相机 139 可以检测到干涉图案。如上所述,线照相机 139 获得沿着波长轴的光谱区域的干涉图案。

[0124] 接着,考虑到线照相机 139 和透过光栅 141 的特性,针对各个多路复用后的光束 142-1、142-2 和 142-3 将作为沿着波长轴的信息的干涉图案转换成沿着光学频率轴的干涉图案。

[0125] 此外,对转换成的沿着光学频率轴的干涉图案进行逆傅立叶变换,从而获得与深度方向有关的信息。

[0126] 此外,为了简便,图 2B 仅示出测量光束中的测量光束 106-2。如图 2B 所示,如果通过驱动 XY 扫描器 119 的 X 轴来检测干涉图案,则可以针对 X 轴的各位置获得干涉图案。换言之,可以针对 X 轴的各位置获得与深度方向有关的信息。

[0127] 结果,对于 X-Z 平面可以获得返回光束 108-2 的强度的二维分布。图 2C 示出由此获得的断层图像 132。

[0128] 本质上,如上所述,断层图像 132 由按阵列配置的返回光 108 的强度构成,并且例如显示为与这些强度相对应的灰度图像。在图 2C 中,仅强调和显示所获得的断层图像的边界。

[0129] 此外,如图 2D 所示,通过控制 XY 扫描器 119 以利用测量光束 106-1、106-2 和 106-3 对视网膜 127 进行光栅扫描,可以同时连续获得三个断层图像。这里,在将 XY 扫描器 119 的主扫描方向设置为 X 轴方向并且将其副扫描方向设置为 Y 轴方向的情况下进行扫描。结果,可以获得多个 Y-Z 平面的断层图像。注意,尽管这里说明了测量光束 106-1、106-2 和 106-3 在彼此没有重叠的情况下进行扫描的情况,但为了登记断层图像的目的,还可以进行重叠扫描。

[0130] 接着,参考图 1 来说明作为本发明的特征的测量光束监视系统的结构。

[0131] 在 OCT 设备 100 中,如上所述,测量光束 106-1、106-2 和 106-3 穿过角膜 126,然后照射视网膜 127。监视照相机 157 是为了监视测量光束 106-1、106-2 和 106-3 穿过角膜 126 并且入射到视网膜 127 的状态的目的所安装的。

[0132] 这里,将监视照相机 157 安装在被检眼 107 的右前侧。然而,只要监视照相机 157 可以监视角膜 126 附近,监视照相机 157 就可以位于任何位置。

[0133] 此外,通过利用监视装置所获得的监视图像,可以将被配置成能够调整测量光束组和被检眼的相对位置的调整装置配置为如下。

[0134] 例如,在监视照相机 157 和个人计算机 125 电连接的情况下,个人计算机 125 取入监视照相机 157 所获得的监视图像,对该监视图像进行图像处理等,并且使用该监视图像来调整 OCT 设备 100 和被检眼 107 的相对位置。

[0135] 此外,可以将监视图像与 OCT 图像相关联地显示和存储。这里,考虑到测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的波长为 830nm,对于监视照相机 157,使用近红外照相机。此外,可以组合近红外区域传感器和镜头来配置该近红外照相机。

[0136] 接着,参考图 3A 和 3B、图 4A、4B 和 4C、图 5A、5B 和 5C 以及图 6A 和 6B 来说明使用监视照相机 157 所获得的监视图像 144。

[0137] 利用相同的附图标记来表示与图 1、2A、2B、2C 和 2D 所示的组件相同或相对应的组件,因而省略了对这些组件的重复说明。

[0138] 图 3A 是示意性示出作为监视对象的被检眼 107 的截面的示意图 143。

[0139] 这里,由 158 表示瞳孔;由 159 表示虹膜;并且由 160 表示晶状体。图 3B 示出监视图像 144。

[0140] 这里,说明利用测量光束 106-1、106-2 和 106-3 适当照射被检眼 107 的状态。

[0141] 具体地,适当照射表示以下的状态:对被检眼 107 和 OCT 设备 100 的相对位置进行调整,以使得测量光束 106-1、106-2 和 106-3 在不会由于虹膜 159 而引起渐晕的情况下穿过瞳孔 158,并且这些测量光束在晶状体 160 的表面附近相交。

[0142] 由于在测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的光路中瞳孔 158 是最窄部位,因此通过如上所述根据瞳孔 158 的大小调整照射位置,可以使较宽的测量光束 106-1、106-2 和 106-3 输入到被检眼 107 上,这对于实现 OCT 设备 100 的更高分辨率而言有利。

[0143] 图 3B 示出用于监视测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的状态的监视图像 144,其中,将测量图像 144 的焦点调整至晶状体 160 的表面附近。

[0144] 这里,由于测量光束 106-1、106-2 和 106-3 穿过大致相同的位置,因此明显将测量光束 106-1、106-2 和 106-3 识别为一个圆。

[0145] 这里,晶状体 160 的表面和透镜 120-2 之间的距离为 50mm,这与透镜 120-2 的焦距相等,因而 XY 扫描器 119 的镜面和晶状体 160 的表面存在光学共轭关系。

[0146] 接着说明被检眼 107 和 OCT 设备 100 的相对位置不适当的情况。

[0147] 图 4A 和 4B 是示出与图 3A 所示的最佳位置相比较、被检眼 107 和 OCT 设备 100 的相对位置彼此更近的情况。

[0148] 在这种情况下,如从图 4A 可以看出,还如图 4B 所示,监视到测量光束 106-1、106-2 和 106-3 明显位于更宽的区域。

[0149] 这里,如果测量光束 106-1 被遮蔽,则获得如图 4C 所示的监视图像 144,其中与遮

蔽前的情况相比较,在 +X 方向上监视测量光束 106-2 和 106-3。因而,应当理解,与最佳位置相比较,被检眼 107 和 OCT 设备 100 的相对位置彼此更近。

[0150] 此外,如图 5A 所示,在与图 3A 所示的最佳位置相比较、被检眼 107 和 OCT 设备 100 的相对位置彼此远离的情况下,获得如图 5B 所示的监视图像 144。

[0151] 同样,如果测量光束 106-1 被遮蔽,则获得如图 5C 所示的监视图像 144,其中在 -X 方向上监视测量光束 106-2 和 106-3。因而,应当理解,与最佳位置相比较,被检眼 107 和 OCT 设备 100 的相对位置彼此远离。

[0152] 此外,如图 6A 所示,在被检眼 107 相对于 OCT 设备 100 在 -X 方向上偏移的情况下,获得如图 6B 所示的监视图像 144,从而清楚表明了上述情形。

[0153] 如上所述,在被检眼 107 和 OCT 设备 100 的相对位置不适当的情况下,上述的 XY 扫描器 119 的镜面和晶状体 160 的表面之间的光学共轭关系不成立。

[0154] 因此,在以图 4A、5A 和 6A 为代表的状态下,与图 3A 的状态相比较,返回光束 108-1、108-2 和 108-3 的强度变小。结果,后面所述的用于形成断层图像的干涉信号的 S/N 比变低。

[0155] 通常,照射视网膜的测量光束的能量存在上限。因而,为了获得适合于诊断的断层图像,适当将测量光束 106-1、106-2 和 106-3 输入至瞳孔 158 很重要。此外,由于诸如难以使被检者保持静止等的原因,即使测量光束 106-1、106-2 和 106-3 无意地照射虹膜 159,也可以使用监视图像 144 作为用于评估所获得的断层图像的可靠性的方式。

[0156] 接着,主要参考图 7A、7B、7C 和 7D 来详细说明作为本发明的特征的、包括调整被检眼的位置并对光学断层图像摄像的光学断层图像的摄像方法。

[0157] 利用相同的附图标记来表示与图 1、图 2A ~ 2D、图 3A 和 3B、图 4A ~ 4C、图 5A ~ 5C 以及图 6A 和 6B 所示的组件相同或相对应的组件,因而省略了对这些组件的重复说明。

[0158] 通常,当监视眼底视网膜时,考虑到安全性,利用测量光束在该视网膜上进行扫描。通过利用测量光束扫描视网膜来进行根据本实施例的光学断层图像的摄像方法,并且可以根据需要调整扫描范围。

[0159] 在光学断层图像的摄像方法中,例如,连续进行以下的处理 (1) ~ (4)。可选地,可以根据需要稍后再次进行这些处理。

[0160] 此外,通过使用计算机等,可以自动进行以下处理。

[0161] 图 8 是用于说明对光学断层图像摄像的方法的各个处理的流程图。

[0162] (1) 将被检者的被检眼 107 引导至预定位置,然后通过使用监视照相机 157 (参见图 1) 监视晶状体 160 的表面部位以获得监视图像 144。这里,期望将测量光束的扫描范围设置为较小的范围 (图 7A)。

[0163] (2) 暂时遮蔽测量光束 160-1 以获得监视图像 144 (图 7B)。在监视图像 144 中,在 +X 方向侧上监视测量光束 106-2 和 106-3。因此,假定被检眼 107 的位置如图 7C 所示。此外,通过使用个人计算机 125,可以对监视图像 144 进行图像处理以量化测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的强度。

[0164] (3) 通过使用面部固定单元 (未示出) 或固视灯 (未示出),在 +X 方向和 +Z 方向上引导被检眼 107。通过观看监视图像 144,适当进行引导和调整,以使得测量光束 106-1、106-2 和 106-3 生成看上去最小的圆,并且位于瞳孔 158 的中心 (图 7D)。

[0165] (4) 将测量光束的扫描范围设置为预定范围。通过调整透镜 120-2 的位置,进行屈光度校正,以使得断层图像更加清晰。

[0166] 第二实施例

[0167] 在第二实施例中,说明应用了本发明的 OCT 设备。

[0168] 在本实施例中,特别地,说明用于对被检眼的断层图像(OCT 图像)和眼底图像(平面图像)摄像的设备。

[0169] 在本实施例中,说明包括经由适配器连接至眼底照相机的 OCT 摄像部的 OCT 设备。

[0170] 本实施例说明空间使用效率高且收益性高的 OCT 设备。与第一实施例相同,本实施例所述的 OCT 设备是傅立叶域方法的 OCT 设备,并且还是具有快速摄像用的三个测量光束且能够同时获得三个断层图像的多光束 OCT 设备。

[0171] 参考图 9 来说明本实施例的包括适配器的 OCT 设备的整体结构。图 9 是 OCT 设备的侧视图。OCT 设备 200 包括 OCT 摄像部 102、眼底照相机主体部 300、适配器 400 和照相机部 500。

[0172] 这里,眼底照相机主体部 300、适配器 400 和照相机部 500 彼此光学连接。

[0173] 这里,以相对可移动的方式支持眼底照相机主体部 300 和适配器 400。

[0174] 因此,可以粗略进行光学调整。另外,适配器 400 和 OCT 摄像部 102 经由三个单模光纤 148 彼此光学连接。适配器 400 和 OCT 摄像部 102 分别具有三个连接器 410 和三个连接器 154。因此,适配器 400 和 OCT 摄像部 102 彼此可容易地安装和拆卸。此外,面部固定单元 323 固定被检者的下巴和前额,以使得将被检眼固定以进行摄像。

[0175] 此外,使用个人计算机 125 来创建和显示断层图像。

[0176] 这里,作为照相机部 500,使用通用的数字单镜头反光照相机。照相机部 500 经由通用的照相机底座连接至适配器 400 或眼底照相机主体部 300。

[0177] 接着,参考图 10 来说明根据本实施例的包括适配器的 OCT 设备的光学系统的结构。

[0178] 在图 10 中,用于测量被检眼 107 的 OCT 设备 200 包括眼底照相机主体部 300、适配器 400、照相机部 500 和 OCT 摄像部 102。OCT 设备 200 意图通过使用 OCT 摄像部 102 和照相机部 500 获得被检眼 107 的视网膜 127 的断层图像(OCT 图像)和眼底图像(平面图像)。

[0179] 首先,说明眼底照相机主体部 300。

[0180] 物镜 302 与被检眼 107 相对配置,并且在物镜 302 的光轴上,穿孔镜 303 将光路分割成光路 351 和光路 352。

[0181] 光路 352 形成用于照亮被检眼 107 的眼底的照明光学系统。在眼底照相机主体部 300 的下部,配置用于定位被检眼 107 的卤素灯 316、和用于对被检眼 107 的眼底摄像的频闪管 314。

[0182] 眼底照相机主体部 300 还包括聚光透镜 313 和 315 以及镜 317。从卤素灯 316 和频闪管 314 发射出的照明光经由环形狭缝 312 而形成环状光束,并且由穿孔镜 303 反射从而照亮被检眼 107 的眼底。

[0183] 眼底照相机主体部 300 还包括透镜 309 和 311 以及光学滤波器 310。

[0184] 光路 351 形成用于对被检眼 107 的眼底的断层图像和眼底图像摄像的摄像光学系

统。在穿孔镜 303 的右侧上配置调焦透镜 304 和成像透镜 305。

[0185] 这里,以在光轴方向上可移动的方式支持调焦透镜 304,并且个人计算机 125 可以控制调焦透镜 304 的位置。接着,光路 351 经由快速返回镜 318 而引导至固视灯 320 和监视照相机 321。

[0186] 这里,快速返回镜 318 被设计成反射和透过红外光的一部分并且反射可见光。由于快速返回镜 318 被设计成反射和透过红外光的一部分,因此可以同时使用固视灯 320、监视照相机 321 和 OCT 摄像部 102。

[0187] 另外,双色镜 319 被设计成在朝向固视灯 320 的方向上引导可见光,并且在朝向监视照相机 321 的方向上引导红外光。

[0188] 接着,光路 351 经由镜 306、场透镜 322、镜 307 和中继透镜 308 而引导至适配器 400。

[0189] 这里,监视照相机 321 监视角膜 126 附近,从而使得能够理解作为本发明的特征的、测量光束 106-1、106-2 和 106-3 入射到被检眼 107 的状态。另外,利用固视灯 320,可以引导被检眼 127。

[0190] 接着说明光学系统(适配器和照相机部)的结构。

[0191] 适配器 400 的最大功能是经由双色镜 405 将光路 351 分割成用于对断层图像摄像的光路 351-1 和用于对眼底图像摄像的光路 351-2。

[0192] 适配器 400 还包括中继透镜 406 和 407、XY 扫描器 408 以及准直透镜 409。

[0193] 此外,这里,以可移动的方式支持中继透镜 406 和 407,以使得可以通过细微位置调整来在光路 351-1 和 351-2 之间调整光轴。

[0194] 另外,在图 10 中,为了说明简单,例示出 XY 扫描器 408 作为单个镜,然而实际上,X 扫描镜和 Y 扫描镜这两个镜彼此接近配置,从而在垂直于光轴的方向上对视网膜 127 进行光栅扫描。

[0195] 另外,利用个人计算机 125 控制 XY 扫描器 408。

[0196] 另外,使光路 351-1 的光轴与 XY 扫描器 408 的两个镜的转动中心对准。

[0197] 另外,利用用于安装三个光纤的三个连接器 410,可以将三个测量光束从 OCT 摄像部 102 依次输入至适配器 400、眼底照相机主体部 300 和被检眼 107。

[0198] 照相机部 500 是用于对眼底图像摄像的数字单镜头反光照相机。适配器 400 和照相机部 500 经由通用的照相机底座彼此连接。

[0199] 因而,适配器 400 和照相机部 500 彼此可容易地安装和拆卸。在区域传感器 501 的表面上生成眼底图像。

[0200] 接着说明光学系统(OCT 部)的结构。

[0201] 在本实施例中,OCT 部 102 具有该光学系统的一部分包括用于使设备小型化的光纤的结构。

[0202] 除了测量光学系统包括眼底照相机主体部 300 以外,本实施例的结构与第一实施例的结构相同。

[0203] 利用相同的附图标记来表示与第一实施例的图 1 所示的组件相同或相对应的组件,因而省略了对这些组件的重复说明。

[0204] 首先,说明根据本实施例的 OCT 设备 102 的光学系统的整体示意结构。

[0205] 图 11 是示出根据本实施例的 OCT 设备 102 的光学系统的整体示意结构的图。

[0206] 在图 11 中,由 102 表示 OCT 摄像部;由 101 表示光源;由 104、104-1、104-2 和 104-3 表示发射光束;由 105-1、105-2 和 105-3 表示参考光束;由 106-1、106-2 和 106-3 表示测量光束;由 142-1、142-2 和 142-3 表示多路复用后的光束;由 110 和 148 表示单模光纤;由 135-1、135-2、135-3 和 135-4 表示透镜;并且由 114 表示镜。

[0207] 由 115 表示色散补偿玻璃;由 117-1 表示电动台;并且由 125 表示个人计算机。由 131-1、131-2、131-3 和 156 表示光学耦合器;由 139 表示线照相机;由 140 表示取帧器;由 141 表示透过光栅;由 153-1、153-2、153-3 和 153-4 表示偏光控制器;并且由 155-1、155-2 和 155-3 表示光纤长度调整装置。

[0208] 如图 11 所示,本实施例的 OCT 设备 100 整体构成 Michelson 干涉系统。

[0209] 在图 11 中,作为从光源 101 发射出的光束的发射光束 104 由光学耦合器 156 分割成三个发射光束 104-1、104-2 和 104-3。

[0210] 此外,发射光束 104-1、104-2 和 104-3 穿过偏光控制器 153-1,并且由光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 按 50 : 50 的强度比分别分割成参考光束 105-1、105-2 和 105-3 以及测量光束 106-1、106-2 和 106-3。

[0211] 返回测量光束 106-1、106-2 和 106-3 作为经由连接器 154、适配器 400 和眼底照相机主体部 300 被要监视的被检眼 107 的视网膜 127 反射或散射了的返回光束 108-1、108-2 和 108-3(图 10)。然后,光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 将返回光束 108-1、108-2 和 108-3 与参考光束 105-1、105-2 和 105-3 多路复用。

[0212] 在将参考光束 105-1、105-2 和 105-3 与返回光束 108-1、108-2 和 108-3 彼此多路复用之后,由此产生的光束经由透过光栅 141 根据波长而分散,并被输入到线照相机 139。线照相机 139 针对各位置(波长)将光强度转换成电压,并且通过使用电压信号来生成被检眼 107 的断层图像。

[0213] 接着说明光源 101 及其相关事项。

[0214] 光源 101 是作为典型的低相干光源的超发光二极管(SLD)。光源 101 的波长为 830nm 并且带宽为 50nm。

[0215] 这里,由于带宽影响所获得的断层图像在光轴方向上的分辨率,因此带宽是重要参数。

[0216] 另外,尽管在本实施例中使用 SLD 型光源,但还可以使用放大自发发射(ASE)型等,只要该光源发射低相干光束即可。

[0217] 另外,关于光的波长,由于该光用来测量眼睛,因此近红外光适合。此外,由于波长影响所获得的断层图像在横向方向上的分辨率,因此期望波长尽可能短。这里,波长为 830nm。根据要监视的测量位置,可以选择其它波长。

[0218] 接着说明参考光 105-1、105-2 和 105-3 的光路。

[0219] 由光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 分割后的参考光束 105-1、105-2 和 105-3 穿过偏光控制器 153-2 以及光纤长度调整装置 155-1、155-2 和 155-3。然后,由此产生的光束由透镜 135-1 转换成光束直径为 1mm 的平行光束,然后被发射。

[0220] 接着,参考光束 105-1、105-2 和 105-3 穿过色散补偿玻璃 115,并且由透镜 135-2 会聚到镜 114 上。

[0221] 接着,参考光束 105-1、105-2 和 105-3 在镜 114 处改变方向,并且被再次引向光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3。

[0222] 接着,参考光束 105-1、105-2 和 105-3 穿过光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 并被引导至线照相机 139。

[0223] 色散补偿玻璃 115 针对参考光束 105-1、105-2 和 105-3,分别对当测量光束 106-1、106-2 和 106-3 往返被检眼 107 时发生的色散进行补偿。

[0224] 这里,假定将作为日本人的眼球的平均直径的代表值设置为 23mm。

[0225] 此外,电动台 117-1 能够在由箭头所表示的方向上移动,从而使得能够调整和控制参考光束 105-1、105-2 和 105-3 的光路长度。

[0226] 另外,个人计算机 125 可以高速控制电动台 117-1。

[0227] 此外,光纤长度调整装置 155-1、155-2 和 155-3 是为了对各个光纤长度进行细微调整的目的而安装的,并且能够根据测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的各个测量位置来调整参考光束 105-1、105-2 和 105-3 的光路长度。个人计算机 125 可以控制光纤长度调整装置 155-1、155-2 和 155-3。

[0228] 接着说明测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的光路。

[0229] 由光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 分割后的测量光束 106-1、106-2 和 106-3 穿过偏光控制器 153-4。然后,经由连接器 154、单模光纤 148、适配器 400 和眼底照相机主体部 300,测量光束 106-1、106-2 和 106-3 被引导至被检眼 107 的视网膜 127(参见图 10)。

[0230] 在入射到被检眼 107 之后,测量光束 106-1、106-2 和 106-3 由视网膜 127 反射或散射而成为返回光 108-1、108-2 和 108-3。

[0231] 依次经由眼底照相机主体部 300、适配器 400、连接器 410、单模光纤 148 和连接器 154,返回光 108-1、108-2 和 108-3 被再次引导至光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3。

[0232] 光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 分别将上述的参考光束 105-1、105-2 和 105-3 和上述的返回光束 108-1、108-2 和 108-3 彼此多路复用,然后分成两半。

[0233] 然后,多路复用后的光束 142-1、142-2 和 142-3 经由透过光栅 141 根据波长而分散,并且由透镜 135-3 会聚。然后,线照相机 139 针对各位置(波长)将光的强度转换成电压。

[0234] 具体地,在线照相机 139 上监视沿着波长轴的光谱区域的干涉图案。

[0235] 接着说明根据本实施例的 OCT 设备的测量系统的结构。

[0236] OCT 摄像部 102 能够获得基于来自 Michelson 干涉系统的干涉信号的强度所生成的断层图像(OCT 图像)。

[0237] 为了进一步说明该测量系统,光学耦合器 131-1、131-2 和 131-3 分别将由视网膜 127 反射或散射了的返回光束 108-1、108-2 和 108-3 与参考光束 105-1、105-2 和 105-3 多路复用。然后,多路复用后的光束 142-1、142-2 和 142-3 经由透过光栅 141 根据波长而分散,并且由透镜 135-3 会聚。线照相机 139 针对各位置(波长)将光的强度转换成电压。

[0238] 具体地,与测量光束 106-1、106-2 和 106-3 的数量相关联地,线照相机 139 监视沿着三个波长轴的光谱区域的干涉图案。

[0239] 取帧器 140 将由此获得的电压信号组转化成数字值。之后,个人计算机 125 进行数据处理以形成断层图像。

[0240] 这里,线照相机 139 具有 4,096 个像素,并且使用这些像素中的 3,072 个像素以获得多路复用后的光束 142-1、142-2 和 142-3 的各个波长(分割成 1,024 个位置)的强度。

[0241] 接着说明获得断层图像的方法。

[0242] 通过使用 OCT 设备来获得断层图像的方法与第一实施例大致相同,因而省略了对该方法的说明。

[0243] OCT 设备 200 控制 XY 扫描器 408,并且通过利用线照相机 139 获得干涉图案,可以获得视网膜 127 的断层图像(图 10)。

[0244] 接着说明测量光束监视系统的结构。

[0245] 除了将监视照相机 321 安装在眼底照相机主体部 300 内部以外,作为本发明的特征的测量光束监视系统的结构与第一实施例大致相同,因而省略了对该结构的重复说明。

[0246] OCT 设备 200 使用安装在眼底照相机主体部 300 内部的监视照相机 321 以在角膜 126 附近监视测量光束 106-1、106-2 和 106-3,从而使得能够调整 OCT 设备 200 和被检眼 107 的相对位置。

[0247] 此外,可以通过使用固视灯 320、面部固定单元 323 和个人计算机 125 等来进行调整。

[0248] 其它实施例

[0249] 还可以通过读出并执行存储装置上记录的程序以进行上述实施例的功能的系统或设备的计算机(或者 CPU 或 MPU 等的装置)以及通过以下方法来实现本发明的方面,其中,由系统或设备的计算机通过例如读出并执行存储装置上记录的程序以进行上述实施例的功能,来进行该方法的步骤。为了该目的,例如,经由网络或者从用作存储装置的各种类型的记录介质(例如,计算机可读介质)向计算机提供该程序。

[0250] 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以及等同结构和功能。

[0251] 本申请要求 2008 年 12 月 26 日提交的日本专利申请 2008-331925 的优先权,在此通过引用包含其全部内容。

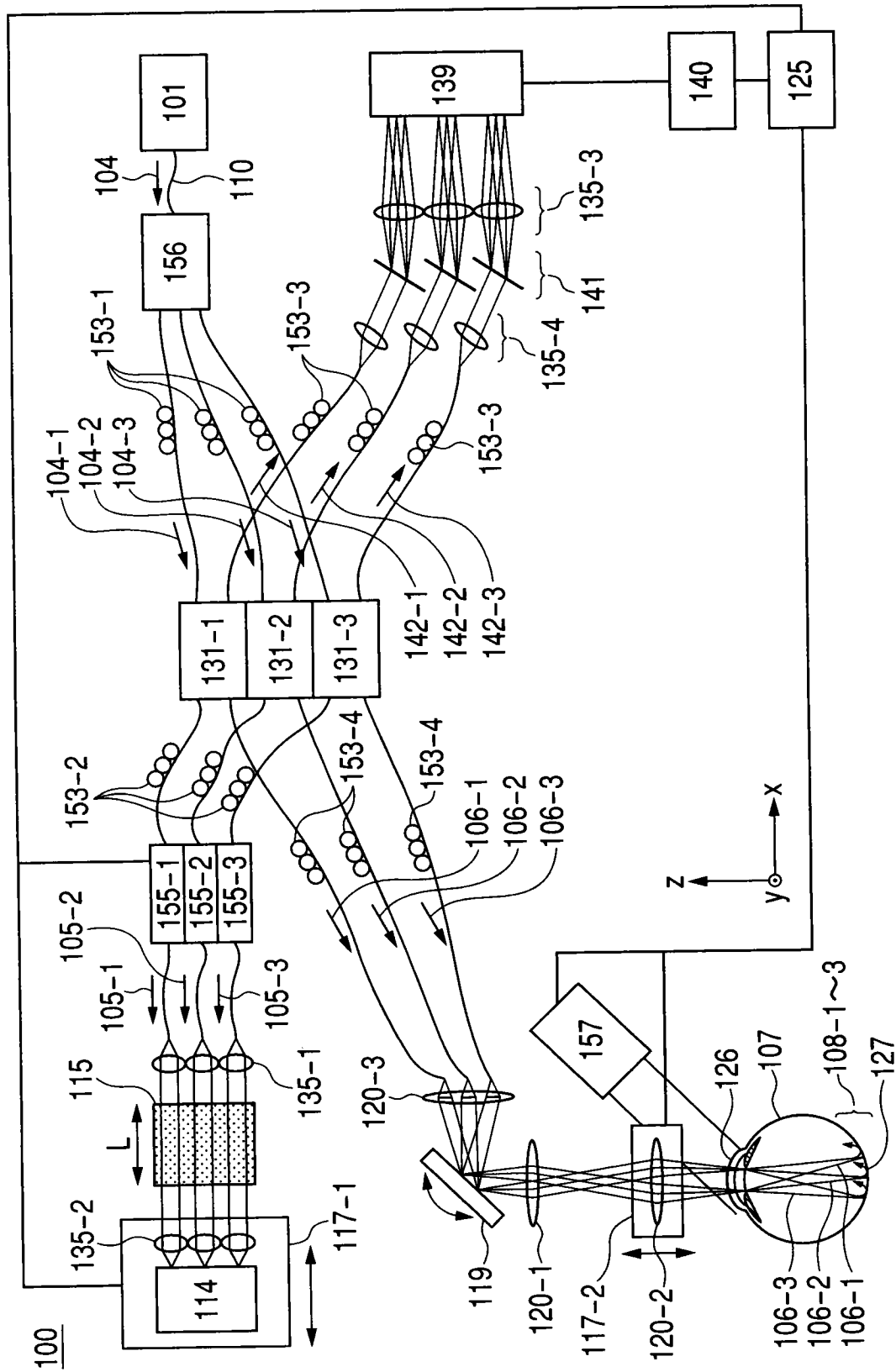


图 1

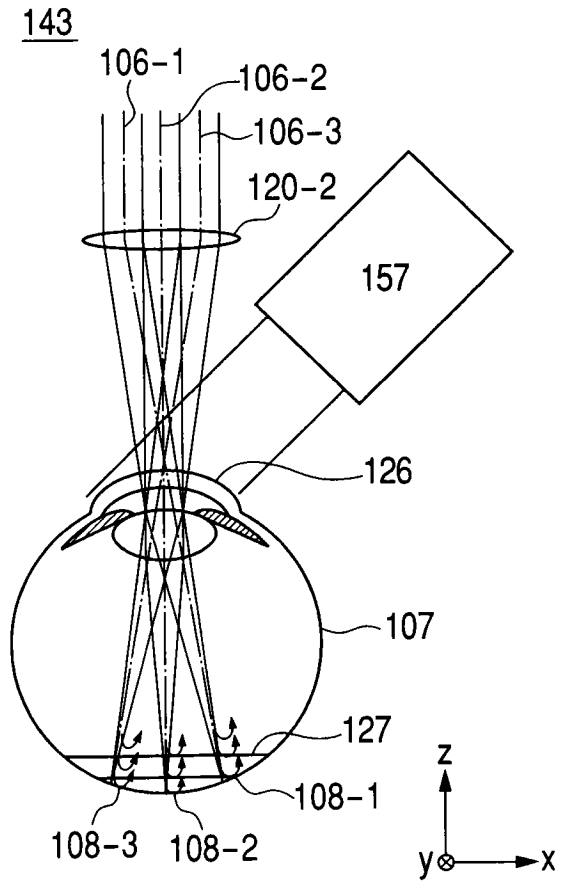


图 2A

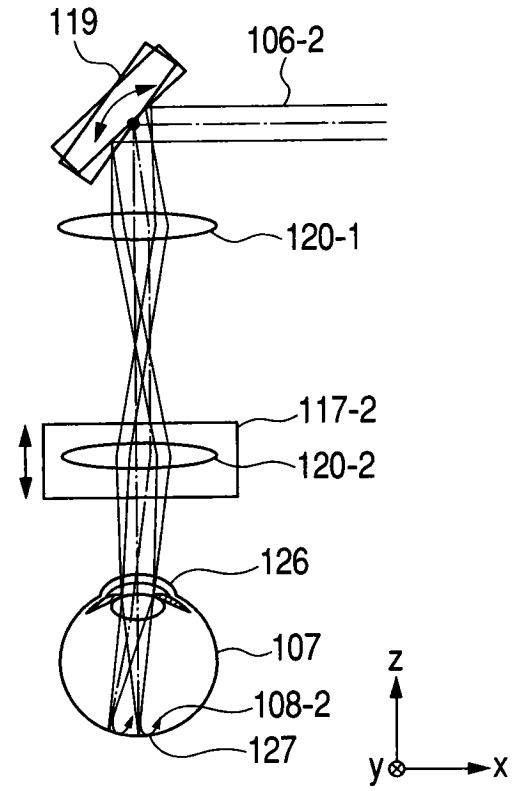


图 2B

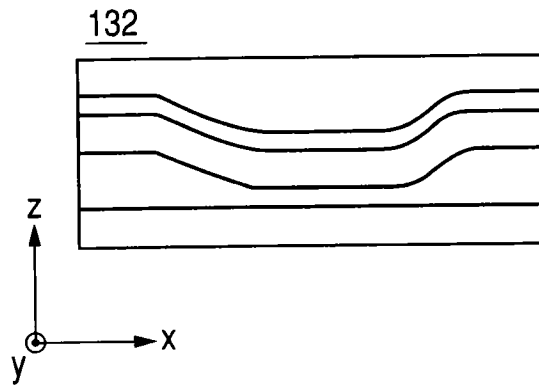


图 2C

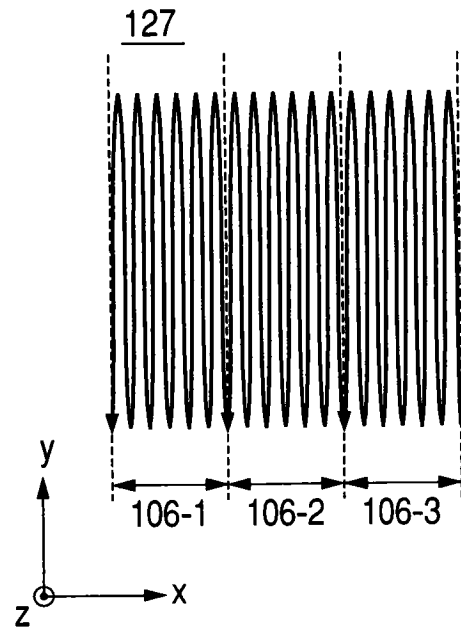


图 2D

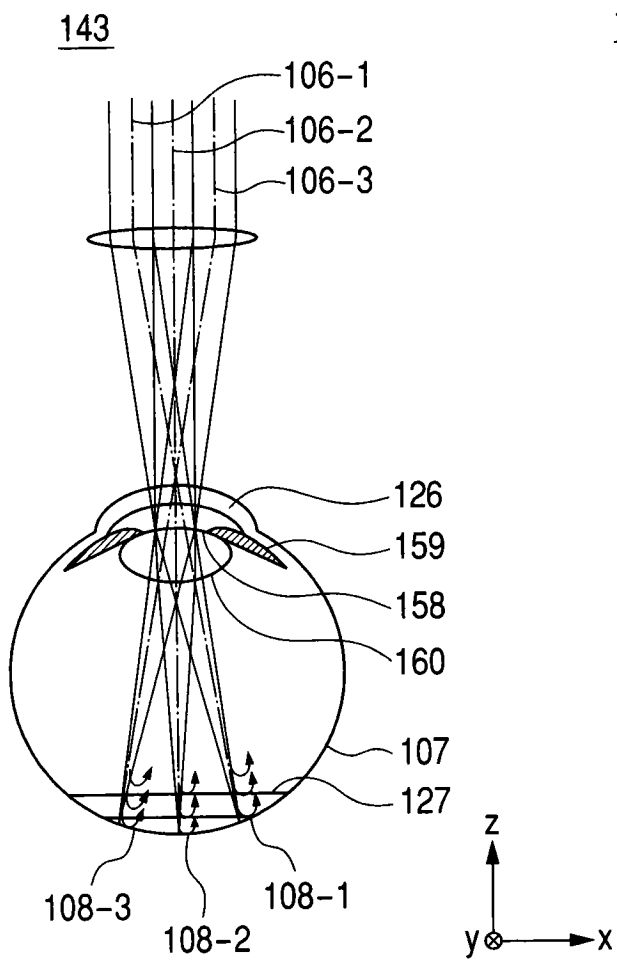


图 3A

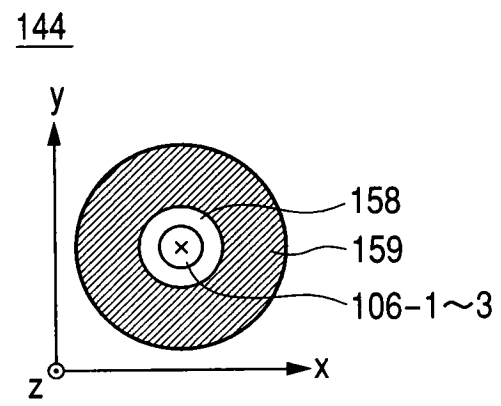


图 3B

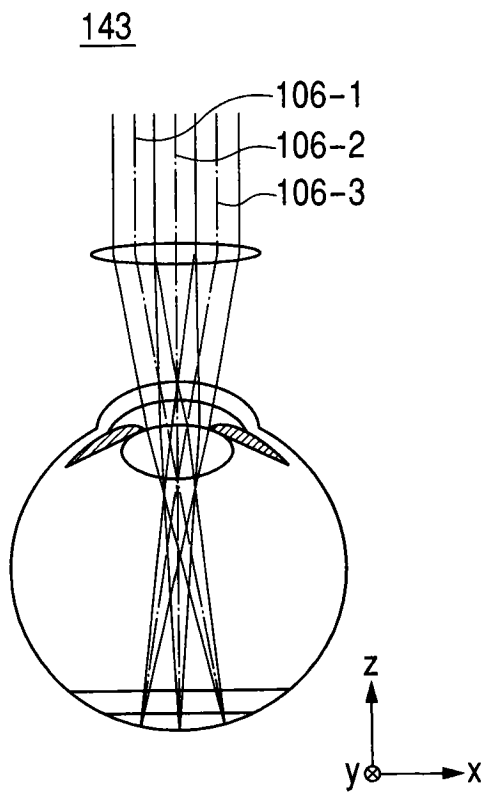


图 4A

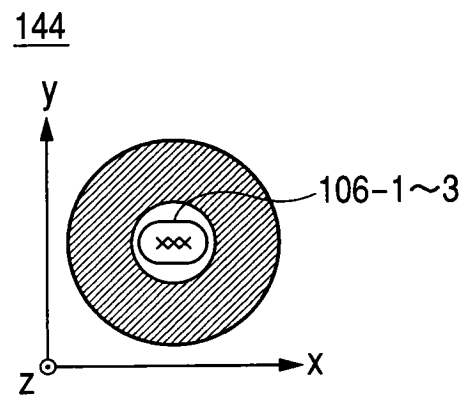


图 4B

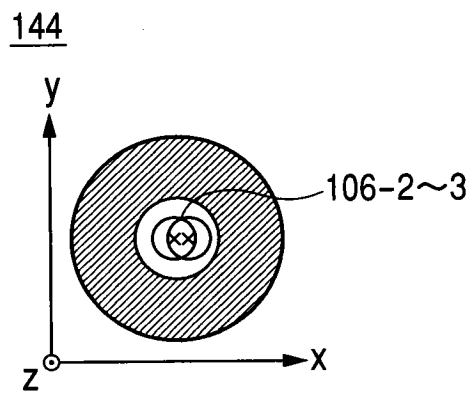


图 4C

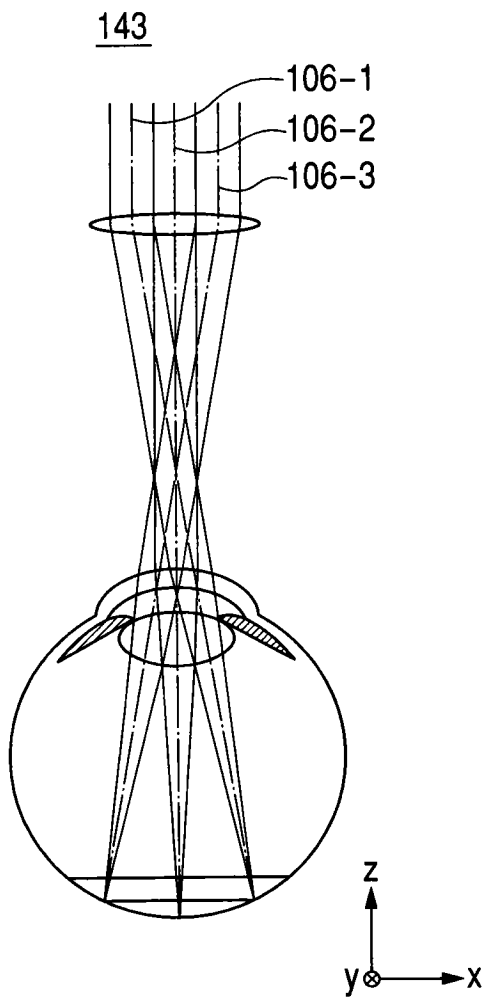


图 5A

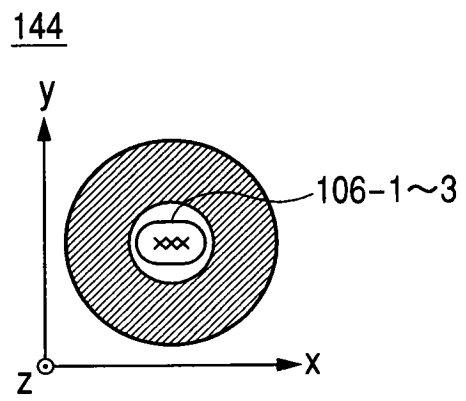


图 5B

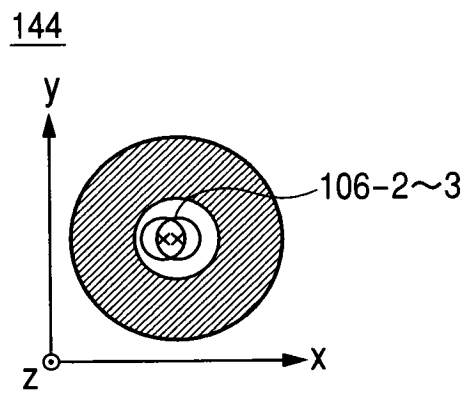


图 5C

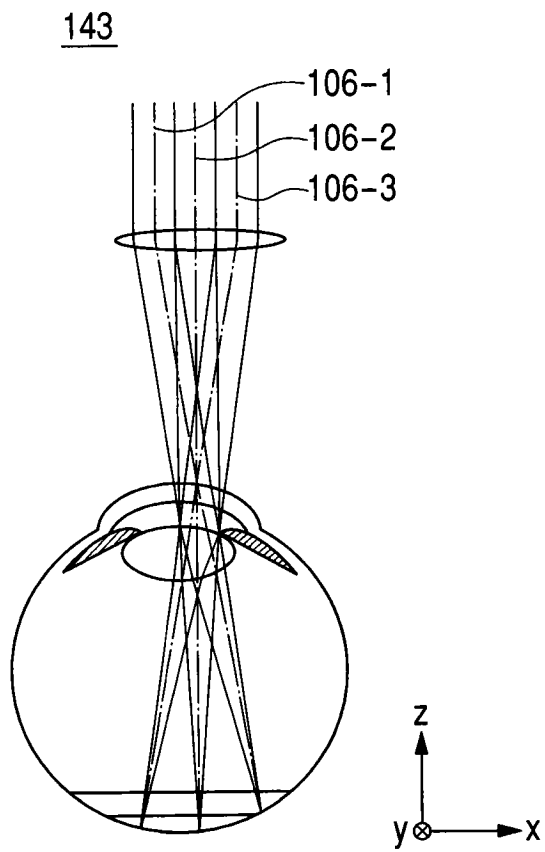


图 6A

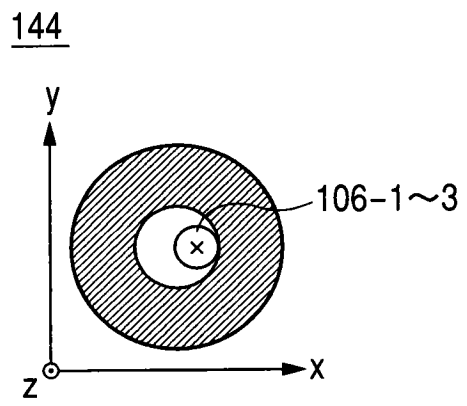


图 6B

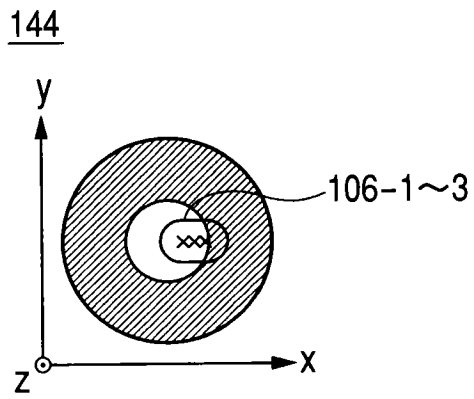


图 7A

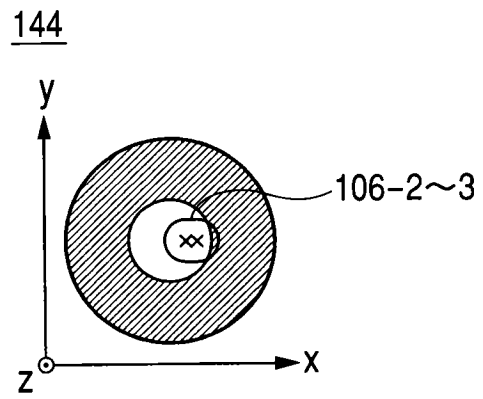


图 7B

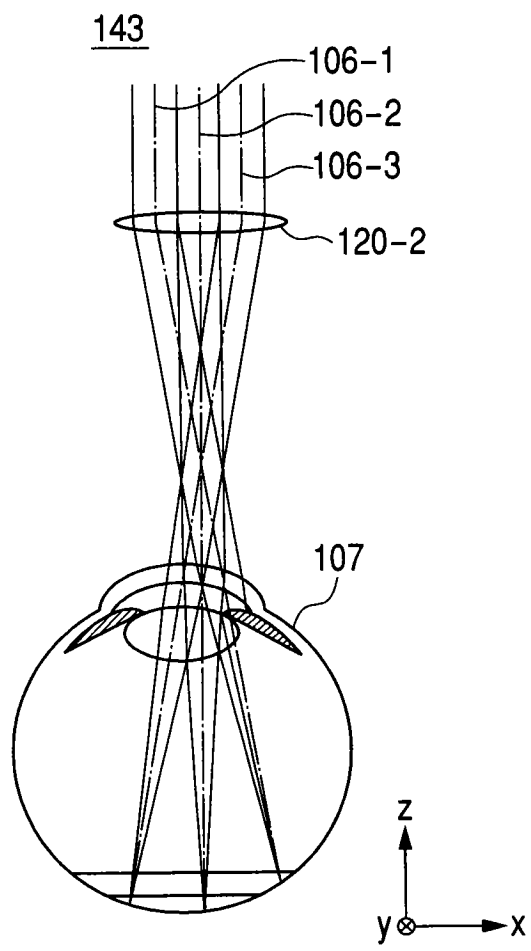


图 7C

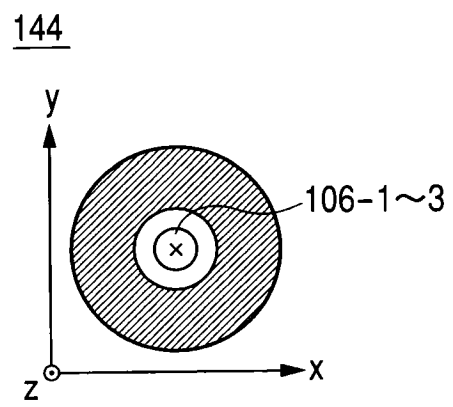


图 7D

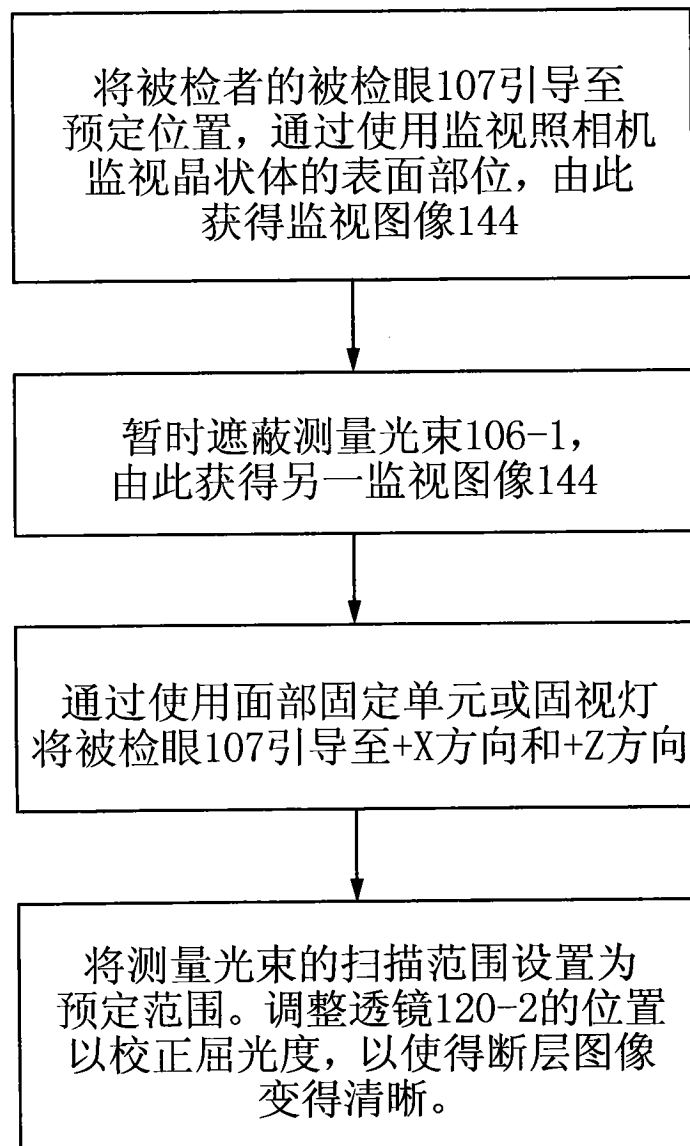


图 8

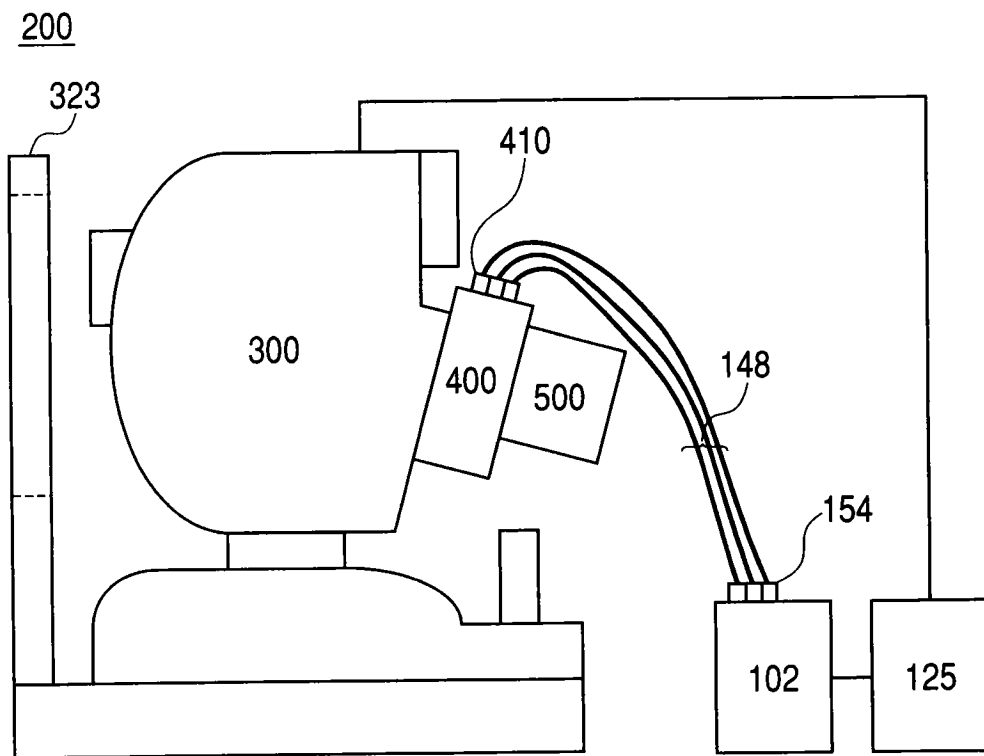


图 9

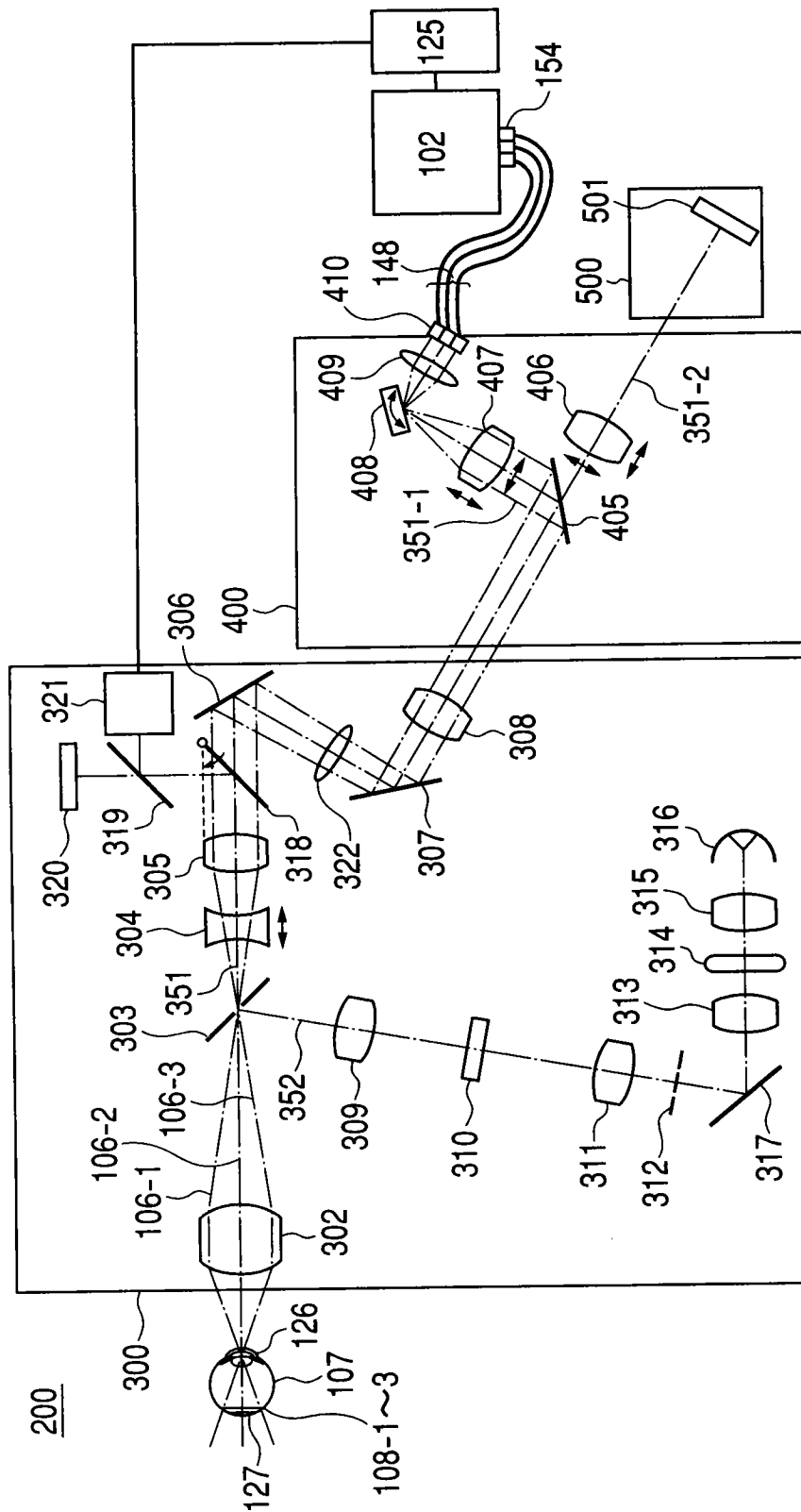


图 10

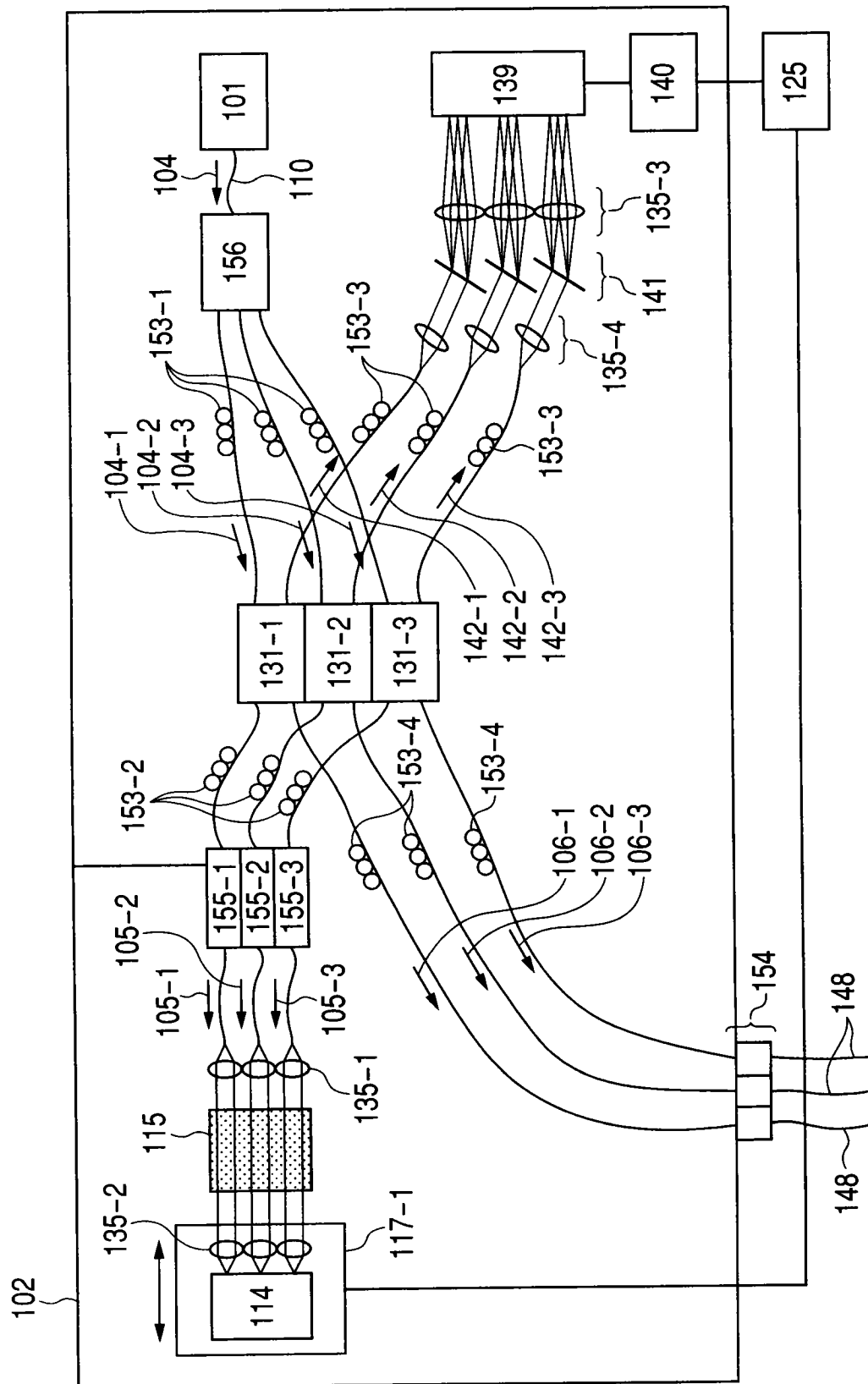


图 11