



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101411608 B

(45) 授权公告日 2010.08.04

(21) 申请号 200810168083.X

(22) 申请日 2008.09.27

(30) 优先权数据

2007-260855 2007.10.04 JP

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 广濑太

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

代理人 魏小薇

(51) Int. Cl.

A61B 3/14 (2006.01)

A61F 9/00 (2006.01)

审查员 路凯

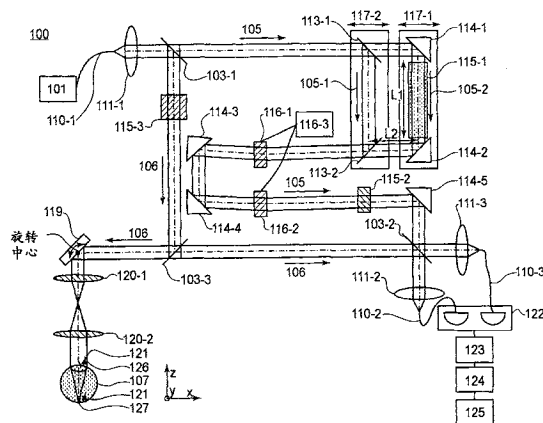
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 4 页

(54) 发明名称

光学相干断层摄像装置

(57) 摘要

本发明涉及一种光学相干断层摄像装置,其中基准光路至少包括第一基准光路和第二基准光路,所述第二基准光路的光路长度短于所述第一基准光路的光路长度,其中使用所述第一基准光路基于光学干涉获取在第一检查位置处的所述对象的第一断层信息,并且使用所述第二基准光路基于光学干涉获取在第二检查位置处的所述对象的第二断层信息,所述第二检查位置关于所述对象的深度方向比所述第一检查位置浅;并且使用所述第二断层信息,校正基于所述第一断层信息获得的在所述第一检查位置处的断层图像的位置偏离。



1. 一种光学相干断层摄像装置,其中来自光源的光被分离成测量光和基准光,其中所述测量光通过测量光路被投射到要被检查的对象上,其中从所述要被检查的对象返回的所述测量光的返回光被朝检测位置引导,其中所述基准光被通过基准光路朝所述检测位置引导,以便所述基准光与被引导到所述检测位置的所述返回光光学干涉,并且其中使用基于光学干涉的信号获得所述要被检查的对象的断层图像,其特征在于:

所述基准光路至少包括第一基准光路和第二基准光路,所述第二基准光路的光路长度短于所述第一基准光路的光路长度;

所述装置配置成使用所述第一基准光路基于光学干涉获取在第一检查位置处的所述对象的第一断层信息,并且使用所述第二基准光路基于光学干涉获取在第二检查位置处的所述对象的第二断层信息,所述第二检查位置关于所述对象的深度方向比所述第一检查位置浅;并且

所述装置配置成使用所述第二断层信息,校正基于所述第一断层信息获得的在所述第一检查位置处的断层图像的位置偏离。

2. 根据权利要求1所述的光学相干断层摄像装置,进一步包括基准光路长度控制部件,其配置成独立地控制所述第一基准光路和所述第二基准光路的基准光路长度。

3. 根据权利要求2所述的光学相干断层摄像装置,其中所述基准光路长度控制部件调整所述第一基准光路和第二基准光路的基准光路长度,以便所述第一断层信息和第二断层信息关于时间相互分离。

4. 根据权利要求3所述的光学相干断层摄像装置,其中所述基准光路长度控制部件进行的调整被自动执行。

5. 根据权利要求1所述的光学相干断层摄像装置,进一步包括检测部件和图像形成部件,所述检测部件配置成检测在检测位置处的光强度,并将其转换成电信号,以便检测基于光学干涉的信号,所述图像形成部件配置成对所述电信号执行算术运算以获得图像。

6. 根据权利要求1所述的光学相干断层摄像装置,其中所述第一基准光路和第二基准光路中的至少一个具有色散补偿部件。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的光学相干断层摄像装置,其中用于获取要被检查的眼睛的视网膜断层图像作为第一断层信息的第一基准光学系统包含所述第一基准光路,其中用于获取要被检查的眼睛的角膜断层图像作为第二断层信息的第二基准光学系统包含所述第二基准光路,并且其中当产生所述视网膜断层图像时,基于包括有关角膜的位置的信息的第二断层信息校正视网膜断层图像的位置偏离,从而减小运动伪像。

8. 根据权利要求7所述的光学相干断层摄像装置,其中所述第一基准光路和所述第二基准光路具有不小于30mm且不大于60mm的光路长度差。

9. 根据权利要求7所述的光学相干断层摄像装置,其中构成所述第一基准光学系统的第一基准光路具有色散补偿部件,所述色散补偿部件配置成补偿要被检查的眼睛的眼睛色散。

10. 根据权利要求1所述的光学相干断层摄像装置,进一步包括配置成朝检查位置引导来自要被检查的对象的返回光的检查光学系统,配置成通过测量光路朝要被检查的对象引导测量光的检测光学系统,和配置成朝检测位置引导基准光的基准光学系统,其中所述检查光学系统、所述检测光学系统和所述基准光学系统中的至少一个的光路由光纤组成。

11. 根据权利要求 1 所述的光学相干断层摄像装置, 其中

所述第一断层信息和第二断层信息关于在深度方向上的位置关系彼此相关。

12. 根据权利要求 11 所述的光学相干断层摄像装置, 其中所述第一断层信息和第二断层信息之间的在深度方向上的位置关系对应于所述第一检查位置和第二检查位置之间的关于深度方向的位置关系。

13. 根据权利要求 11 所述的光学相干断层摄像装置, 其中对于在深度方向上的位置关系, 在包含第一断层信息和第二断层信息的要被检查的对象的断层图或三维图像中出现的位置偏离被基于第二断层信息校正。

14. 根据权利要求 11 所述的光学相干断层摄像装置, 其中, 基于有关所述第二检查位置的信息产生在深度方向上的要被检查的对象的断层图或三维图像, 其中在深度方向上的所述第二断层信息的位置偏离被补偿。

光学相干断层摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种光学相干断层摄像装置（断层摄影装置，tomograph）。更具体地说，本发明涉及一种具有干涉光学系统并且用于例如眼科检查和治疗的光学相干断层摄像装置。

背景技术

[0002] 存在多种使用光学仪器的眼科设备。例如，存在各种用于观察眼睛的光学仪器，例如前眼部摄影装置、视网膜照相机、共焦激光扫描检眼镜（扫描激光检眼镜：SLO）等等。

[0003] 特别地，光学相干断层摄像装置（光学相干断层成像：OCT）（下文被称为“OCT 装置”）是一种设计成以高分辨率获取样本的断层图的装置。当前，这种装置是视网膜专科门诊病人治疗所必不可少的眼科设备。

[0004] OCT 装置按以下原理操作。首先，从光源发射的低相干光被分离成基准光和测量光。基准光被基准反射镜反射。测量光投射到样本上，并且被该样本反射。使得由基准反射镜反射的光和由样本反射的光相互干涉。基于这样产生的干涉光，OCT 装置以高分辨率获取样本的断层图。

[0005] 应指出，通过在样本被扫描的同时将测量光投射到样本上，使用 OCT 装置获得样本的断层图。

[0006] 由于要被检查的眼底处的视网膜的断层图可被此 OCT 装置以高分辨率拍摄，所以该 OCT 装置广泛地用于视网膜眼科诊断。

[0007] 顺便提及，人类的眼球具有被称为眨眼的自主的眼睛运动。因此，当 OCT 装置用于视网膜眼科诊断时，如果获取视网膜断层图所要花费的时间长，则将会由于在测量期间的眼球运动而对图像之间的位置偏离造成很大影响。这可能会造成被称为“运动伪像”的视网膜断层图中的图像的扰动。

[0008] 常规地，专利文献 1 公开了一种用于眼底观察的 OCT 装置，其使用 Mach-Zehnder 干涉系统以避免上述运动伪像。此 OCT 装置设置成使得在视网膜被扫描的同时测量光入射到该视网膜上，该视网膜是要被检查的眼球的一部分。另一方面，在作为眼球的一部分的角膜表面就好像作为光学系统的组件的反射镜一样起作用时，限定基准光。

[0009] 即，该装置设置成使得通过如上所述在角膜就好像反射镜一样起作用的同时限定基准光路，减小由于在测量期间的眼球的运动而导致的视网膜断层图的运动伪像。

[0010] [专利文献 1]

[0011] 日本公开专利申请 No. JP2002-515593A，图 2

[0012] 尽管专利文件 1 试图减小上述运动伪像，但是在如上文所述的 OCT 装置中，仍希望进一步改进以一方面减小运动伪像而另一方面实现分辨率的提高。

[0013] 鉴于此，本发明提供了一种光学相干断层摄像装置（OCT 装置），其尤其在拍摄要被检查的眼睛的眼底处的视网膜的断层图时，可减小运动伪像。

发明内容

[0014] 根据本发明的一个方面,提供了一种光学相干断层摄像装置,其中来自光源的光被分离成测量光和基准光,其中所述测量光通过测量光路被投射到要被检查的对象上,其中从所述要被检查的对象返回的所述测量光的返回光被朝检测位置引导,其中所述基准光被通过基准光路朝所述检测位置引导,以便所述基准光与被引导到所述检测位置的所述返回光光学干涉,并且其中使用基于光学干涉的信号获得所述要被检查的对象的断层图像,其特征在于:

[0015] 所述基准光路至少包括第一基准光路和第二基准光路,所述第二基准光路的光路长度短于所述第一基准光路的光路长度;所述装置配置成使用所述第一基准光路基于光学干涉获取在第一检查位置处的所述对象的第一断层信息,并且使用所述第二基准光路基于光学干涉获取在第二检查位置处的所述对象的第二断层信息,所述第二检查位置关于所述对象的深度方向比所述第一检查位置浅;并且所述装置配置成使用所述第二断层信息,校正基于所述第一断层信息获得的在所述第一检查位置处的断层图像的位置偏离。

[0016] 该光学相干断层摄像装置可进一步包括基准光路长度控制部件,其配置成独立地控制所述第一基准光路和所述第二基准光路的基准光路长度。

[0017] 该基准光路长度控制部件可调整所述第一基准光路和第二基准光路的基准光路长度,以便所述第一断层信息和第二断层信息关于时间相互分离。

[0018] 所述基准光路长度控制部件进行的调整可被自动执行。

[0019] 该光学相干断层摄像装置可进一步包括检测部件和图像形成部件,该检测部件配置成检测在检测位置处的光强度,并将其转换成电信号,以便检测基于光学干涉的信号,该图像形成部件配置成对所述电信号执行算术运算以获得图像。

[0020] 第一基准光路和第二基准光路中的至少一个可具有色散补偿部件。

[0021] 在该光学相干断层摄像装置中,用于获取要被检查的眼睛的视网膜断层图像作为第一断层信息的第一基准光学系统可包括所述第一基准光路,并且用于获取要被检查的眼睛的角膜断层图像作为第二断层信息的第二基准光学系统可包括所述第二基准光路,其中当产生所述视网膜断层图像时,可基于包括有关角膜的位置的信息的第二断层信息校正视网膜断层图像的位置偏离,从而减小运动伪像。

[0022] 第一基准光路和第二基准光路可具有不小于 30mm 且不大于 60mm 的光路长度差。

[0023] 构成第一基准光学系统的第一基准光路可具有色散 (dispersion) 补偿部件,其配置成补偿要被检查的眼睛的眼睛色散。

[0024] 该光学相干断层摄像装置可进一步包括配置成朝检查位置引导来自要被检查的对象的返回光的检查光学系统,配置成通过测量光路朝要被检查的对象引导测量光的检测光学系统,和配置成朝检测位置引导基准光的基准光学系统,其中所述检查光学系统、所述检测光学系统和所述基准光学系统中的至少一个的光路可包括光纤。

[0025] 根据本发明的另一方面,提供了一种光学相干断层摄像装置,其中来自光源的光被分离成测量光和基准光,其中所述测量光通过测量光路被投射到要被检查的对象上,其中从所述要被检查的对象返回的所述测量光的返回光被朝检测位置引导,其中所述基准光被通过基准光路朝所述检测位置引导,以便所述基准光与被引导到所述检测位置的所述返回光光学干涉,并且其中使用基于光学干涉的信号获得所述要被检查的对象的断层图像,

其特征在于：

[0026] 所述基准光路至少包括第一基准光路和第二基准光路，所述第二基准光路的光路长度短于所述第一基准光路的光路长度；所述装置配置成使用所述第一基准光路基于光学干涉获取在第一检查位置处的所述对象的第一断层信息，并且使用所述第二基准光路基于光学干涉获取在第二检查位置处的所述对象的第二断层信息，所述第二检查位置关于所述对象的深度方向比所述第一检查位置浅；并且所述第一断层信息和第二断层信息关于在深度方向上的位置关系彼此相关。

[0027] 所述第一断层信息和第二断层信息之间的在深度方向上的位置关系可对应于第一检查位置和第二检查位置之间的关于深度方向的位置关系。

[0028] 对于在深度方向上的位置关系，包含第一断层信息和第二断层信息的要被检查的对象的断层图或三维图像中出现的位置偏离可基于第二断层信息被校正。

[0029] 在该光学相干断层摄像装置中，可基于有关所述第二检查位置的信息产生在深度方向上的要被检查的对象的断层图或三维图像，其中在深度方向上的第二断层信息的位置偏离被补偿。

[0030] 根据本发明的又一方面，提供了一种光学相干断层摄像装置，其中来自光源的光被分离成测量光和基准光，其中所述测量光通过测量光路被投射到要被检查的对象上，其中从所述要被检查的对象返回的所述测量光的返回光被朝检测位置引导，其中所述基准光被通过基准光路朝所述检测位置引导，以便所述基准光与被引导到所述检测位置的所述返回光光学干涉，并且其中使用基于光学干涉的信号获得所述要被检查的对象的断层图像，其特征在于：

[0031] 所述基准光路至少包括第一基准光路和第二基准光路，所述第二基准光路的光路长度短于所述第一基准光路；基准光路长度控制部件配置成独立地控制所述第一基准光路和所述第二基准光路的基准光路长度；检测部件配置成检测在检测位置处的光强度并将其转换成电信号，以便检测基于光学干涉的信号；图像形成部件配置成对所述电信号执行算术运算以获得图像；所述装置配置成使用所述第一基准光路基于光学干涉获取在第一检查位置处的所述对象的第一断层信息，并且使用所述第二基准光路基于光学干涉获取在第二检查位置处的所述对象的第二断层信息，所述第二检查位置关于所述对象的深度方向比所述第一检查位置浅；所述装置配置成使用第二断层信息校正基于第一断层信息获得的在第一检查位置处的断层图像的位置偏离；所述基准光路长度控制部件自动调整所述第一基准光路和所述第二基准光路的基准光路长度，以便第一断层信息和第二断层信息关于时间相互分离；并且所述第一基准光路和第二基准光路具有不小于 30mm 且不大于 60mm 的光路长度差。

[0032] 简而言之，根据本发明，实现一种光学相干断层摄像装置（OCT 装置），通过该装置，当获得在要被检查的眼睛的眼底处的视网膜断层图时，大大减小运动伪像并提高分辨率。

[0033] 本发明的这些和其它目标、特征和优点在考虑下文结合附图对本发明的优选实施例的描述时将变得更加清楚。

附图说明

[0034] 图 1 是用于说明根据本发明的第一工作示例的 OCT 装置的光学系统的示意图。

[0035] 图 2A-2C 是用于说明本发明的第一工作示例中的如何获取断层图的方式的示意图。

[0036] 图 3A 和 3B 是用于说明本发明的第一工作示例中的如何校正运动伪像的方式的示意图。

[0037] 图 4 是用于说明根据本发明的第二工作示例的 OCT 装置的结构示意图。

具体实施方式

[0038] 下文将参照附图描述本发明的优选实施例。

[0039] 首先将参照图 1 说明根据本发明的一个优选实施例的光学相干断层摄像装置 (OCT 装置)。图 1 是用于说明根据本发明的此实施例的 OCT 装置的示意图。这里应指出, 本发明的 OCT 装置并不局限于此实施例中公开的 OCT 装置。

[0040] 在根据本实施例的 OCT 装置中, 来自光源 101 的光被分离成测量光 106 和基准光 105。测量光 106 通过测量光路 (测量光 106 沿其前进的光路) 投射到要被检查的对象 107 上。另外, 从要被检查的对象 107 返回的测量光 106 的返回光被朝检测位置引导。这里, 例如, 返回光是包含有关在光投射到要被检查的对象 107 上的方向上的界面的信息的反射光和 / 或散射光。

[0041] 这里, 类似于普通 OCT 装置, 基准光 105 通过基准光路 (基准光 105 沿其前进的光路) 被朝检测位置引导, 从而其与被引导到该检测位置的返回光光学干涉。因此, 使用基于该光学干涉的信号拍摄要被检查的对象 107 的断层图像。

[0042] 本发明的一个重要特征是基准光路至少包括第一基准光路 (基准光 105-2 沿其前进的光路) 和第二基准光路 (基准光 105-1 沿其前进的光路), 第二基准光路的光路长度比第一基准光路的光路长度短。

[0043] 使用第一基准光路, 获取在要被检查的对象的第一检查位置 (例如视网膜 127) 处的第一断层信息 (例如, 图 3A 中的边界 128-1), 该信息将基于光学干涉被获取。

[0044] 此外, 使用第二基准光路, 基于光学干涉获取在第二检查位置 (例如, 角膜 126) 处的第二断层信息 (例如, 图 3A 中的边界 129-1)。第二检查位置关于要被检查的对象 107 的深度方向比第一检查位置浅。

[0045] 通过在改变测量光 106 在要被检查的对象 107 上的入射位置的同时获取多个第一断层信息, 获取就好像要被检查的对象被沿预定平面切片一样的断层图像。

[0046] 在已经获取多个第一断层信息之后, 将从该多个断层信息提供的断层图或三维图像结合在一起, 从而获得断层图像。

[0047] 这里, 如果在测量期间要被检查的对象移位, 则将产生受这种移动影响的断层图像 (例如, 图 3A 中的 330 处)。

[0048] 在本实施例的 OCT 装置中, 考虑到这种情况, 基于第二断层信息校正基于第一断层信息获得的在第一检查位置处的断层图像的位置偏离。

[0049] 此外, 本实施例的 OCT 装置可具有这样的结构: 第一断层信息和第二断层信息关于在要被检查的对象 107 的深度方向上的位置关系彼此相关。

[0050] 这里, 位置偏离是指与在要被检查的对象 107 在测量期间保持静止的情况下获取的在第一检查位置处的断层图像的位置偏离。

[0051] 上文提及的校正基于以下情况：即使要被检查的对象 107 位移，第一检查位置（例如，视网膜 127）和第二检查位置（例如，角膜 126）之间的相对位置关系仍基本不变。

[0052] 根据本实施例的 OCT 装置可具有用于分别获取在第一检查位置和第二检查位置处的断层信息的延迟光路（基准光路）。在此情况下，在这两个位置处的断层信息可被依次获取。由于要被检查的对象的移动，实际检查位置将偏离。

[0053] 在根据本实施例的 OCT 装置中，例如，在使用第二断层信息作为基准校正由第一断层信息形成的断层图像的同时，重构第一和第二断层信息。由此，获得其中消除了要被检查的对象的位移的断层图像（例如，图 3B 中的 331 处）。

[0054] 这里，第一基准光路和第二基准光路可优选地具有基准光路长度控制部件，其对此两条基准光路的基准光路长度进行相互独立的控制。在此情况下，如果在第一检查位置和第二检查位置处的干涉信号关于时基重叠，则可通过改变基准光路长度分离这些干涉信号。

[0055] 应指出，只要第一和第二基准光路可被独立地控制，则并不必须总是使得这两条基准光路可变。可仅使一条基准光路可变。

[0056] 此外，通过使用基准光路长度控制部件，可对第一基准光路和第二基准光路的基准光路长度进行期望的调整，以便第一断层信息和第二断层信息关于时间相互分离。通过如上所述地关于时间分离第一断层信息和第二断层信息，将使得运动伪像的减小更容易。

[0057] 此外，这种调整可优选地被自动执行。这样使得能够确保第一断层信息与第二断层信息分离。

[0058] 在 OCT 装置中或者在与其连接的外部单元中，可提供检测部件以及图像形成部件，该检测部件用于检测在检测位置处的光强度并将其转换成电信号，以便检测基于测量光与基准光之间的光学干涉的信号，该图像形成部件用于对该电信号执行算术运算以获得图像。

[0059] 此外，第一基准光路和第二基准光路中的至少一个可优选地具有色散补偿部件。

[0060] 用于获取要被检查的眼睛的视网膜断层图像作为第一断层信息的第一基准光学系统可包含第一基准光路。另一方面，用于获取要被检查的眼睛的角膜断层图像作为第二断层信息的第二基准光学系统可包含第二基准光路。通过此排列，当形成视网膜断层图像时，可基于包含有关角膜的位置的信息的第二断层信息校正视网膜断层图像的位置偏离，从而减小运动伪像。

[0061] 第一基准光路和第二基准光路可优选地具有不小于 30mm 且不大于 60mm 的光路长度差。

[0062] 构成第一基准光学系统的第一基准光路可优选地具有色散补偿部件，该色散补偿部件配置成补偿要被检查的眼睛的眼睛色散。

[0063] 根据此实施例的光学相干断层摄像装置可包括配置成朝检测位置引导来自要被检查的对象的返回光的检查光学系统，配置成通过测量光路朝要被检查的对象引导测量光的检测光学系统，和配置成朝检测位置引导基准光的基准光学系统。检查光学系统、检测光学系统和基准光学系统中的至少一个的光路可由光纤组成。这样使得能够实现小尺寸且便宜的 OCT 装置。

[0064] 接下来，将说明本发明的一些工作示例。

[0065] [第一工作示例]

[0066] 下文将参照图 1 说明根据第一工作示例的 OCT 装置。

[0067] 图 1 是用于说明此工作示例的 OCT 装置中的光学系统的示意图。

[0068] 在图 1 中,100 指示 OCT 装置,并且 103 和 113 指示光束分离器。105 指示基准光,106 指示测量光。107 指示要被检查的眼睛,110 指示单模光纤。111 和 120 指示透镜,114 指示反射镜。

[0069] 115 指示色散补偿镜,而 119 指示 XY 扫描仪。122 指示平衡检测器,123 指示放大器。124 指示滤波器,125 指示个人计算机 (PC)。126 指示要被检查的眼睛的角膜,而 127 指示要被检查的眼睛的视网膜。

[0070] 在此工作示例中,OCT 装置 100 被用于获取要被检查的眼睛 107 的视网膜 127 的断层图的设备。

[0071] 下文将说明此工作示例的 OCT 装置中的光学系统的结构。

[0072] 首先将概述 OCT 装置 100 的结构。

[0073] 图 1 示出 OCT 装置 100 的概念图,并且这里整体上构成 Mach-Zehnder 干涉系统。

[0074] 在此图中,从光源 101 发射的光被光束分离器 103-1 分离成基准光 105 和测量光 106。测量光被要被观察的眼睛 107 反射或散射,并且作为返回光从眼睛返回。此后,其通过光束分离器 103-2 与基准光 105 耦合。

[0075] 在耦合之后,基准光 105 和测量光 106 被光束分离器 103-2 分离,并且入射到平衡检测器 122 上。平衡检测器 122 将光强度转换成电压。通过使用此信号产生眼睛 107 的断层图。

[0076] 接下来,将说明光源 101 的组件。

[0077] 光源 101 包括 SLD(超辐射发光二极管),其是代表性的低相干光源。其提供 830nm 的波长和 50nm 的带宽。这里,由于带宽影响要获得的在光轴方向上的断层图的分辨能力,所以带宽是一个重要参数。

[0078] 对于光源类型,尽管这里选择 SLD 用于光源,但是任何可提供低相干光的光源都可被使用。例如,可使用 ASE(放大的自发辐射)设备。

[0079] 此外,对于波长,由于将要测量眼睛,所以使用近红外线可能是合适的。此外,由于波长影响要获得的断层图的交叉分辨能力,所以理想地使用最短的波长。这里使用 830nm 的波长。当然,可根据观察对象的测量部分选择任何其它的波长。

[0080] 从光源 101 发射的光被通过单模光纤 110-1 朝透镜 111-1 引导,并且其被调整成具有 4mm 的光束直径的平行光。

[0081] 接下来,将说明作为本发明的重要特征的基准光 105 的光路。

[0082] 由光束分离器 103-1 分离出的基准光 105 入射到光束分离器 113-1 上,并且被分离成基准光 105-1 和基准光 105-2。此后,它们通过光束分离器 113-2 相互耦合。

[0083] 这里,114-1 至 114-5 指示反射镜,而 115-1 和 115-2 指示色散补偿镜。色散补偿镜 115-1 的长度为 L_1 ,其期望地被形成为等于普通眼睛长度的两倍。色散补偿镜 115-1 用于补偿当测量光 106 在眼睛 107 中往复运动时关于基准光 105 的色散 (dispersion)。

[0084] 在此示例中, $L_1 = 46\text{mm}$,其是对应于日本人的平均眼球直径的 23mm 的两倍。此外,光束分离器 113-1 和反射镜 114-1 之间的距离 L_2 必须被形成为稍大于或小于眼睛 107

的深度。在此示例中, $L2 = 24\text{mm}$ 。但是,其在测量时可被重新调整。

[0085] 作为此示例的一个重要特征,作为结果存在两条基准光路,其中基准光 105-1 和 105-2 的光路长度差为 $2L2 = 48\text{mm}$,其稍大于普通眼球深度的两倍。

[0086] 117-1 和 117-2 指示电动镜台,其被形成为可在所示的方向上移动以独立地控制基准光 105-1 和 105-2 的光路长度。

[0087] 接下来,将说明如何调制基准光 105 的方式。

[0088] 这里,116-1 和 116-2 指示声光调制设备,并且 116-3 指示用于该声光调制设备的控制器。这里,这两个声光调制设备 116-1 和 116-2 用作光的频率的移频器。

[0089] 声光调制设备 116-1 和 116-2 的移频分别是 $+41\text{MHz}$ 和 -40MHz 。结果,基准光 105 的频率可被移动 1MHz 。此外,色散补偿镜 115-2 用于为用于眼睛 107 的扫描的透镜 120-1 和 120-2 提供色散补偿。

[0090] 接下来,将说明测量光 106 的光路。

[0091] 由光束分离器 103-1 分离出的测量光 106 被光束分离器 103-3 反射,并且入射到 X-Y 扫描仪 119 的反射镜上。

[0092] 这里,为了简单起见,X-Y 扫描仪 119 被示出为是单反射镜。但是,实际上,包括用于 X 扫描的反射镜和用于 Y 扫描的反射镜的两块反射镜被并列设置,以在垂直于光轴的方向上对视网膜 127 提供光栅扫描。此外,测量光 106 的中心被调整为与 X-Y 扫描仪 119 的反射镜的旋转中心对齐。透镜 120-1 和 120-2 是用于扫描视网膜 127 的光学系统,并且它们具有将测量光 106 变换成具有适合于眼睛 107 的测量的光束直径的功能。

[0093] 这里,光束直径被形成为等于 6mm 。另外,透镜 120-1 和 120-2 的焦距分别等于 30mm 和 45mm 。

[0094] 当测量光 106 入射在眼睛 107 上时,由于在角膜 126 的表面和视网膜 127 处的反射,测量光 106 被光束分离器 103-2 分离出,并被引导到平衡检测器 122。

[0095] 接下来,将说明此工作示例的 OCT 装置中的测量系统的结构。

[0096] OCT 装置 100 可获取包括由 Mach-Zehnder 干涉系统提供的干涉信号的强度的断层图 (OCT 图像)。

[0097] 下文将详细说明此测量系统。由视网膜 127 反射的测量光 106 然后被 X-Y 扫描仪 119 反射,并且被光束分离器 103-2 分离。另一方面,基准光 105 也被光束分离器 103-2 分离。这里,基准光 105 和测量光 106 被调整以使得它们在光束分离器 103-2 之后耦合在一起。

[0098] 然后,通过光纤 110-2 和 110-3,耦合的光被引导到平衡检测器 122,从而耦合的基准光 105 和测量光 106 的光强度被转换成电压。这样获得的电压信号被放大器 123 放大,并且必要的频率分量被滤波器 124 取出。然后,通过 PC125 执行解码和数据处理,从而获得断层图。

[0099] 这里,基准光 105 已如前文所述地被频移 1MHz 。因此,如上文所述获得的电压信号提供了 1MHz 的拍频信号。尽管测量光 106 通常非常弱,但是由于基准光 105 大,所以可增大检测灵敏度。

[0100] 对于滤波器 124,这里使用 1MHz 的带通滤波器。通过截去不必要的频率分量,实现对拍频信号的高灵敏度检测。

[0101] 接下来,将说明如何使用此工作示例的 OCT 装置获得断层图的方式。

[0102] 在 OCT 装置 100 中,通过控制两个电动镜台 117-1 和 117-2 以及 X-Y 扫描仪 119,可获取视网膜 127 的期望部分的断层图。这里,将说明获取视网膜 127 的(沿平行于光轴的平面的)断层图的方式。

[0103] 当测量光 106 入射到眼睛 107 上时,由于在各个位置的反射,测量光 106 带有与这些位置对应的延时到达平衡检测器 122。

[0104] 这里,由于光源 101 的带宽宽并且相干长度短,所以只有当基准光 105 和测量光 106 的光路长度彼此相等时,在平衡检测器 122 处才可检测到干涉信号。

[0105] 由于基准光 105 的频率已如上所述地被频移 1MHz,所以干涉信号将提供 1MHz 的拍频信号。

[0106] 此外,由于基准光 105 包括被分离成基准光 105-1 和基准光 105-2 的部分,所以存在这样的特征,即基于测量光 106 的从这两个位置的反射获得干涉信号。

[0107] 这里,包括基准光 105-1 的基准光路的整体用 DL1 指示,而包括基准光 105-2 的基准光路的整体用于 DL2 指示。

[0108] 如上所述,基准光 105-1 和基准光 105-2 之间的光路长度差为 $2L_2 = 48\text{mm}$,并且其稍大于普通眼球深度的两倍。即,DL1 和 DL2 之间的光路长度差 $2L_2$ 已被调整为对应于眼睛 107 的深度的往返长度。因此,如果 DL1 被调整以检测来自视网膜 127 的反射,而 DL2 被调整以检测来自角膜 126 的反射,则角膜 126 的干涉信号和视网膜 127 的干涉信号这两者可被同时获取。应指出,这里提到的词语“同时”并不意味着关于时基时间严格相同,而是指在测量期间,来自角膜的反射信号和来自视网膜的反射信号被在与被检查的眼睛的运动相比足够短的时间内获取。

[0109] 接下来,将更详细地解释调整基准光路 DL1 和 DL2 的方式。图 2A-2C 是用于说明在此工作示例中如何调整基准光路的方式的图。图 2A 示出测量光 106 入射在眼睛 107 上并且被角膜表面 126 和视网膜 127 的每一层反射(反射光 121),该测量光 106 是平行光。

[0110] 首先,通过使用电动镜台 117-1 和 117-2,调整基准光路 DL1 和 DL2 的光路长度,以使得沿 DL1 前进的基准光 105-1 和来自角膜 126 的反射光 121 相互干涉,并且沿 DL2 前进的基准光 105-2 和来自视网膜 127 的反射光 121 也相互干涉。通过在包括电动镜台 117-1 和 117-2 的调整后的位置的同时移动电动镜台 117-1 和 117-2,在平衡检测器 122 处检测到如图 2B 所示的信号。纵轴代表光强度,而横轴描绘了时间。如果电动镜台 117-1 和 117-2 以恒定速度移动,则横轴代表电动镜台 117-1 和 117-2 的位置,并且其可被看作基准光路或测量光路的光路长度。在此示例中,图 2B 示出这样的情况,其中来自角膜 126 和视网膜 127 的反射光没有关于时间相互重叠。但是,来自角膜 126 和视网膜 127 的反射光可关于时间相互重叠。鉴于此,电动镜台 117-1 和 117-2 中任一个的移动范围必须被改变,以使得来自角膜 126 和视网膜 127 的反射光被关于时间相互独立地检测。

[0111] 如果使用电动镜台 117-1 和 117-2 调整光路长度,则该调整可被进行,以使得如图 2B 所示来自角膜 126 的反射光在时基上出现在左手侧,而来自视网膜 127 的反射光出现在右手侧。此关系可被颠倒,从而来自角膜 126 的反射光出现在右手侧,而来自视网膜 127 的反射光出现在左手侧。

[0112] 接下来,将更详细地说明获取断层图的方式。

[0113] 图 2A-2C 是示出此工作示例中如何获取断层图的方式的图。

[0114] 首先,X-Y 扫描仪 119 被保持固定,并且使用上述调整方法调整电动镜台 117-1 和 117-2,以便 DL1 检测来自视网膜 127 附近的反射,而 DL2 检测来自角膜 126 的表面附近的反射,这两个反射作为干涉信号被相互独立地检测。更具体地说,如前文所述,提供关系 $L2 = 24\text{mm}$ 。

[0115] 如图 2A 所示,测量光 106 入射在眼睛 107 上并且被角膜表面 126 和视网膜 127 的每一层反射(反射光 121),该测量光 106 是平行光。

[0116] 此外,如果电动镜台 117-1 和 117-2 被同时移动,则在平衡检测器 122 处检测到如图 2B 所示信号之类的信号。因此,通过轻微地移动电动镜台 117-1 和 117-2,可获得与角膜 126 和视网膜 127 有关的信息。

[0117] 此信号是前文提及的拍频信号。通过求其幅值的平方并进行解码,提供在光轴方向上的反射率分布。

[0118] 此外,如图 2C 所示,如果通过使用 X-Y 扫描仪 119 关于视网膜 127 上的任意点重复类似的操作,则提供反射率的二维分布,从而通过单次测量获得角膜 126 和视网膜 127 的断层图。

[0119] 例如,可在光轴方向(Z 方向)上扫描 DL1,并且可通过使用 X-Y 扫描仪 119 关于在 X 轴方向上的任意点执行此操作。在此情况下,可提供如图 3A 所示的断层图。

[0120] 断层图 130 本质上是排列成阵列的样本反射率的组合。反射率被显示,同时在灰度等级方面被转换。这里,仅示出它们的边界。

[0121] 接下来,将说明使用此工作示例的 OCT 装置校正运动伪像的方法。

[0122] 图 3A 和 3B 是用于说明此工作示例中的校正运动伪像的方法的图。

[0123] 在图 3A 所示的断层图 330 中,存在边界 128-1 和边界 129-1,该边界 128-1 是角膜 126 的表面,而边界 129-1 是视网膜 127 的内部结构。最初,如果在测量期间眼球 107 不运动,则测量光 106 应入射在角膜 126 的相似位置上。即,边界 128-1 指示眼球 107 在光轴方向上的运动。

[0124] 这里,如果进行与眼球在光轴方向上的位移相对应的量的校正,以使得边界 129-2 关于断层图 330 被变成直线,则提供如图 3B 所示的断层图 331,从而获得其中运动伪像被减小的视网膜 127 的断层图。

[0125] 因此,在此示例中,获得被校正成直线的边界 128-2 和示出视网膜的内部结构的边界 129-2。

[0126] [第二工作示例]

[0127] 下文将参照一个结构示例描述第二工作示例,其中前文所述的检查光学系统、检测光学系统和基准光学系统中的至少一个的光路由光纤组成。

[0128] 图 4 是用于说明本发明的第二工作示例中的 OCT 装置的结构示意图。

[0129] 在图 4 中,与图 1 中所示的第一工作示例的那些组件相似或相对应的组件被分配相同的标号。因此,将省去对重复结构的描述。

[0130] 在图 4 中,200 指示 OCT 装置,并且 130 指示单模光纤。131 指示光耦合器,而 134 指示光循环器。

[0131] 在此工作示例中,OCT 装置 200 用作用于获取要被检查的眼睛 107 的视网膜 127 的

断层图的设备。此外,在此工作示例中,通过使用光纤构成光学系统的一部分,实现了装置尺寸的减小。除了使用光纤这一点之外,此工作示例的基本结构与第一工作示例的相同。

[0132] 接下来,将说明此工作示例的 OCT 装置中的光学系统的结构。

[0133] 首先,将概述 OCT 装置 200 的结构。

[0134] 图 4 示出 OCT 装置 200 的概念图,并且这里整体上构成 Mach-Zehnder 干涉系统。

[0135] 在图 4 中,从光源 101 发射的光通过单模光纤 130-1 利用光耦合器 131-1 被分离成测量光 106 (90) 和基准光 105 (10)。

[0136] 测量光 106 被作为观察对象的眼睛 107 反射,并且此后,其通过光耦合器 131-2 与基准光 105 耦合。此后,该光被分离并且入射到平衡检测器 122 上。

[0137] 通过使用由平衡检测器 122 获得的光强度,产生眼睛 107 的断层图。

[0138] 接下来,将说明光源 101 周围的组件。光源 101 本身类似于第一工作示例的光源。从光源 101 发射的光被通过单模光纤 130-1 引导到光耦合器 131-1,在该处光被以 90:10 的强度比率分离。这样分离的光分别提供了测量光 106 和基准光 105。

[0139] 接下来,将说明作为此工作示例的一个特征的基准光 105 的光路。

[0140] 在基准光 105 被光耦合器 131-1 分离后,其被通过单模光纤 130-2 朝透镜 135-1 引导,通过该透镜将光调整为具有 4mm 的光束直径的平行光。电动镜台 117-1 和 117-2、附加到其上的反射镜 114-1 和 114-2、光束分离器 113-1 和 113-2、色散补偿镜 115-1 均类似于第一工作示例中的那些组件,因此将省略对这些组件的描述。这样耦合的基准光 105 通过色散补偿镜 115-2,并且此后通过透镜 135-2 被引导到单模光纤 130-6。

[0141] 此后,光通过声光调制设备 133-1 和单模光纤 130-7,并且入射到光耦合器 131-2 上。

[0142] 声光调制设备 133-1 是用于光纤的,并且其用于在使用控制器 133-2 的同时提供 1MHz 的频移。因此,这里提供的基准光 105 与第一工作示例中的基准光相似。

[0143] 接下来,将说明测量光 106 的光路。由光耦合器 131-1 分离出的测量光 106 通过单模光纤 130-3,并且入射到光循环器 134 上。

[0144] 此后,测量光通过单模光纤 130-4,然后被引导到透镜 135-3,通过该透镜将该测量光调整为具有 4mm 的光束直径的平行光。此外,在通过色散补偿镜 115-3 之后,光入射到 X-Y 扫描仪 119 的反射镜上。

[0145] 由于在从 X-Y 扫描仪 119 到眼睛 107 之间的光学系统类似于第一工作示例的光学系统,所以将省略对其的描述。

[0146] 这里,色散补偿镜 115-3 用于补偿声光调制设备 133-1 的色散。

[0147] 在此示例中,由于测量光 106 往复通过色散补偿镜 115-2,所以使得色散补偿镜 115-2 的厚度等于声光调制设备 133-1 的玻璃厚度的一半。

[0148] 当测量光 106 入射到眼睛 107 上时,由于在角膜 126 的表面和视网膜 127 处的反射以及内部反射,测量光 106 通过光循环器 134,并且被引导到光耦合器 131-2。

[0149] 接下来,将说明此工作示例的 OCT 装置中的测量系统的结构。

[0150] OCT 装置 200 可获取包含 Mach-Zehnder 干涉系统提供的干涉信号的强度的断层图 (OCT 图像)。将详细说明此测量系统。视网膜 127 反射的测量光 106 然后被 X-Y 扫描仪 119 反射。然后,其通过光耦合器 131-2 与基准光 105 耦合,随后其按 50:50 的比率被分

离。此后,光通过单模光纤 130-8 和 130-9,并被引导到平衡检测器 122。

[0151] 耦合的基准光 105 和测量光 106 的光强度被转换成电压。这样获得的电压信号被放大器 123 放大,并且必要的频率分量被滤波器 124 取出。然后,通过 PC125 执行解码和数据处理,从而获得断层图。

[0152] 接下来,将说明如何使用此工作示例的 OCT 装置获得断层图的方式。在 OCT 装置 200 中,通过控制两个电动镜台 117-1 和 117-2 以及 X-Y 扫描仪 119,可获取视网膜 127 的期望部分的断层图。由于获取断层图的方式的细节与第一工作示例相似,所以这里省略了对其的描述。

[0153] 接下来,将说明如何使用此工作示例的 OCT 装置校正运动伪像的方式。作为一个特征, OCT 装置 200 具有用于校正运动伪像的功能。由于校正运动伪像的细节也与第一工作示例相似,所以这里省略了对其的描述。

[0154] 尽管已经参照文中公开的结构描述了本发明,但是本发明并不局限于文中所述的细节,并且此申请意图覆盖为了改进的目的而做出的这种修改或改变或者以下权利要求的范围。

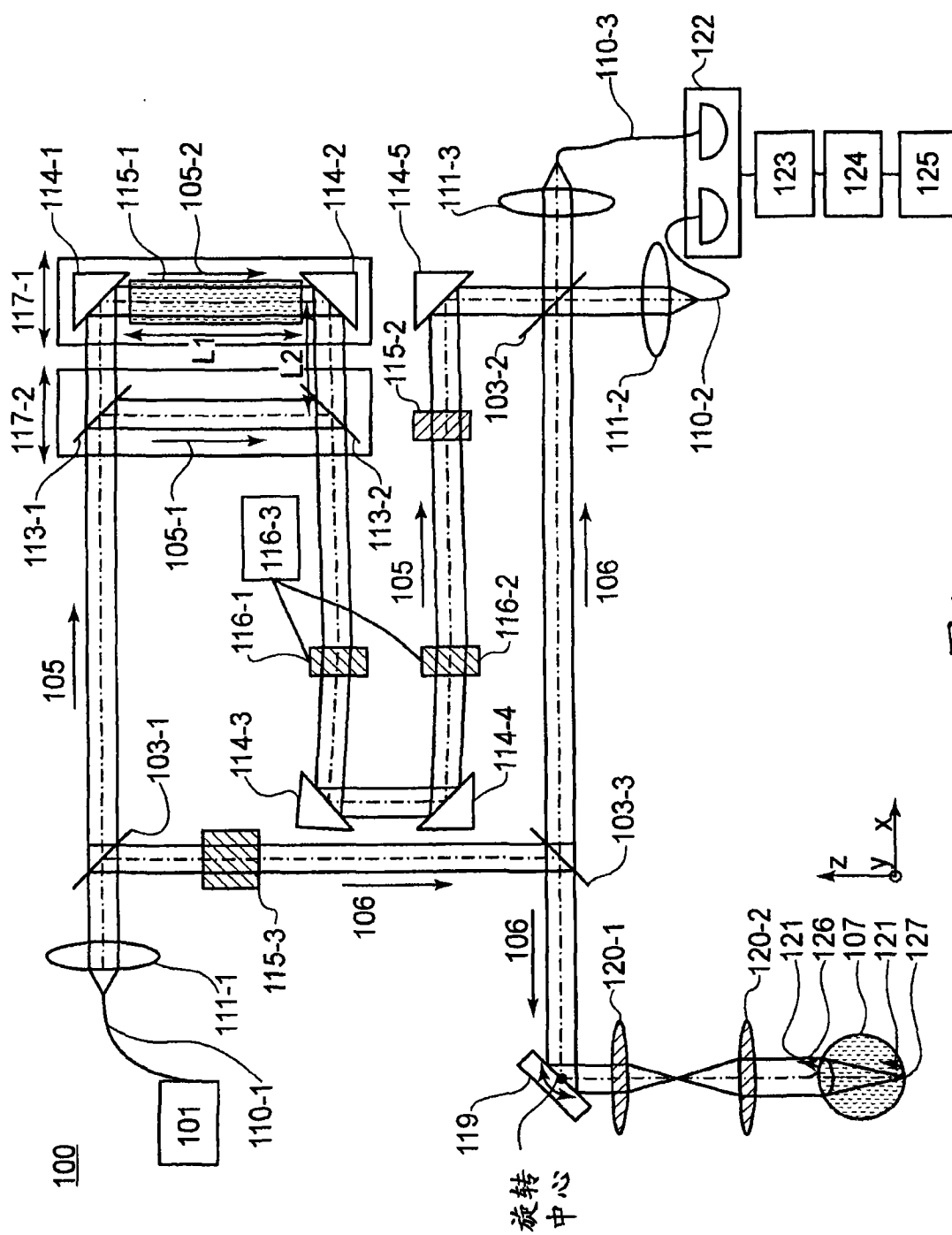


图1

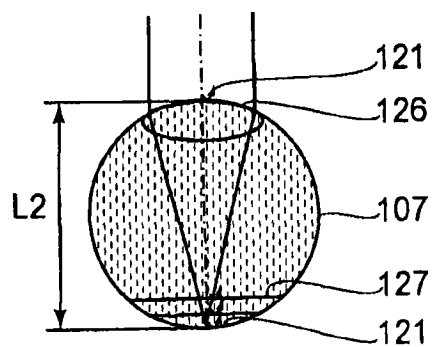


图 2A

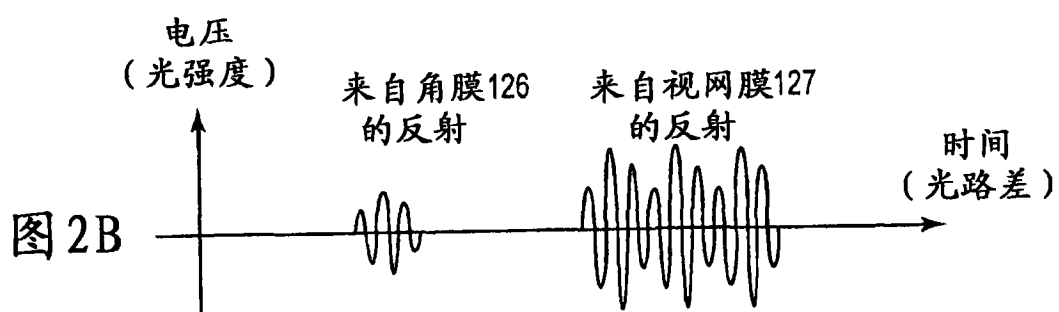


图 2C

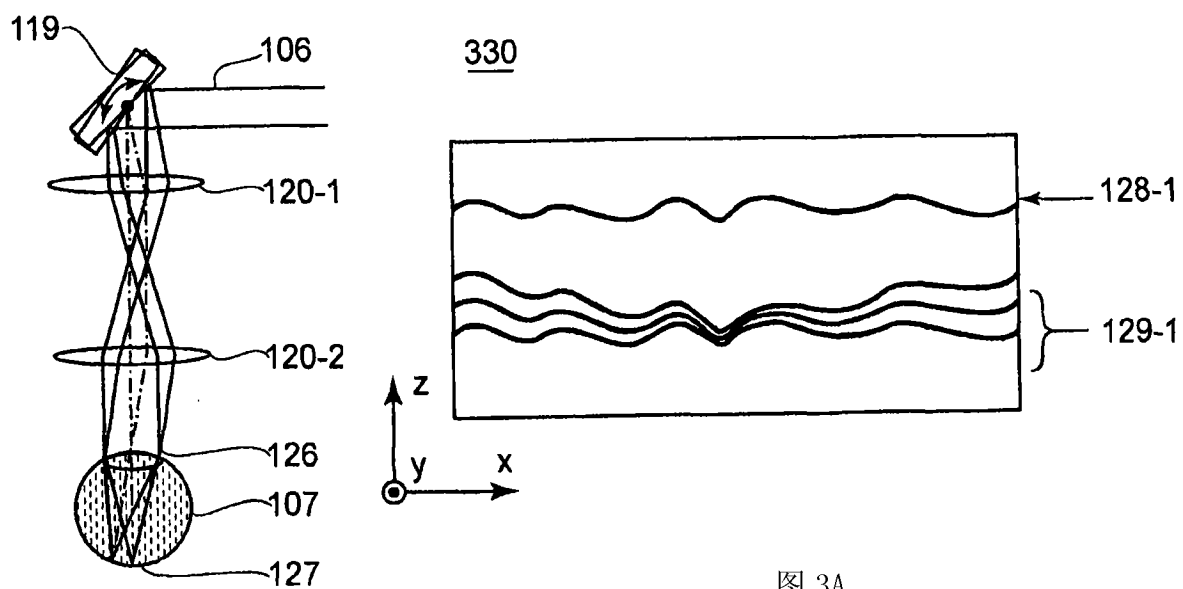


图 3A

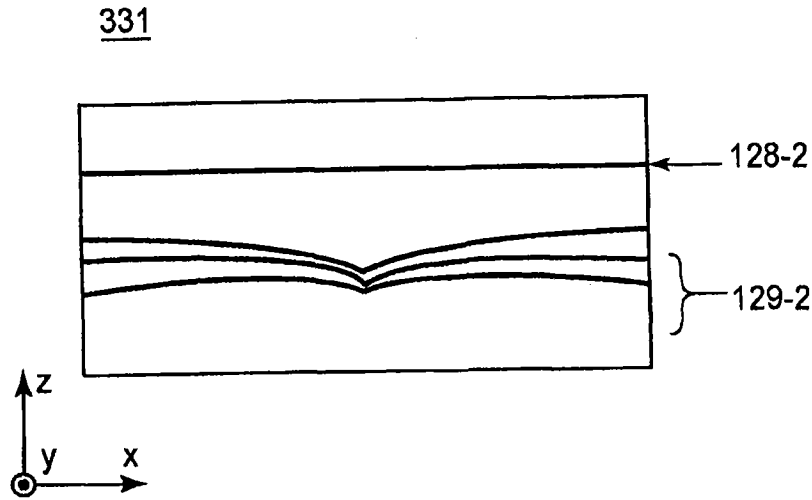


图 3B

