



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102264279 B

(45) 授权公告日 2014. 05. 28

(21) 申请号 200980152988. 0

A61B 5/00(2006. 01)

(22) 申请日 2009. 12. 24

G01B 9/02(2006. 01)

G01N 21/47(2006. 01)

(30) 优先权数据

2008-332245 2008. 12. 26 JP

2009-124105 2009. 05. 22 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/JP2009/071861 2009. 12. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/074321 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 汤浅堂司 齐藤贤一

(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 3/10(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2006/054975 A1, 2006. 05. 26, 全文.

US 2008/0123092 A1, 2008. 05. 29, 全文.

JP 特开 2007-151631 A, 2007. 06. 21, 全文.

US 5465147 A, 1995. 11. 07, 全文.

US 2007/0258095 A1, 2007. 11. 08, 全文.

EP 1870030 A1, 2007. 12. 26, 全文.

审查员 何琛

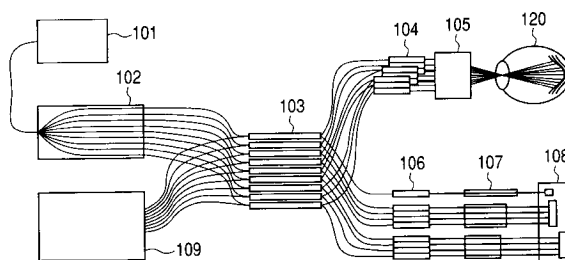
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

光学断层图像摄像设备

(57) 摘要

提供了一种光学断层图像摄像设备, 其在使用多个光的 OCT 设备的情况下, 可以抑制分辨率和感光度等的偏差, 并且可以减少用于使光学特性均衡的组件的数量以使得可以降低成本。该光学断层图像摄像设备用于获得被检体的断层图像, 其包括: 光学特性调整单元, 用于调整均包括多个光的测量光、参考光和干涉光至少之一的光学特性。该光学特性调整单元由包括如下测量光的各组所共享, 该测量光是包括多个光的测量光之中的、相对于照射光学系统的光轴的距离大致相同的测量光。



1. 一种光学断层图像摄像设备,用于基于通过将来自利用多个测量光照射的被检体的多个返回光和分别与所述多个测量光相对应的多个参考光进行合成所获得的多个干涉光,来至少获得所述被检体的断层图像,所述光学断层图像摄像设备包括:

光学特性调整单元,用于调整所述多个测量光、所述多个参考光和所述多个干涉光至少之一的光学特性,

其中,所述多个测量光被分割成多个组,各组包括照射光学系统的光轴和各测量光的光轴之间的距离大致相同的测量光,以及

其中,所述光学特性调整单元对组中的测量光、参考光和干涉光至少之一应用相同的调整方法,并且对不同的组应用不同的调整方法。

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,所述光学特性调整单元是以下之一:

配置在参考光侧的调整单元,用于对测量光和参考光之间的光路长度差进行调整;

配置在参考光侧的补偿单元,用于补偿测量光侧和参考光侧之间的波长色散差异;

配置在参考光侧、测量光侧、光源侧和光谱处理部侧之一的光量调整单元,用于调整光量;以及

配置在测量光侧的调整单元,用于调整所述照射光学系统的像差。

3. 根据权利要求 2 所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述光谱处理部是数据处理部,所述数据处理部用于通过针对包括相对于所述照射光学系统的光轴的距离大致相同的测量光的各组使用用于校正所述光学特性的参数,来进行数据处理。

4. 根据权利要求 3 所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述数据处理部包括以下的单元:该单元用于通过针对包括相对于所述照射光学系统的光轴的距离大致相同的测量光的各组共享色散补偿用的参数,来进行数据处理。

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,以下的光路均包括光纤和块体之一:

用于将来自光源的光引导至该光被分割成测量光和参考光的位置的光路;

用于将测量光引导至所述被检体的光路;

用于将参考光引导至参考镜的光路;以及

用于将通过合成测量光的返回光和由所述参考镜反射的参考光所获得的干涉光引导至光谱处理部的光路。

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,所述被检体为被检眼,所述光学断层图像摄像设备还包括:

照射单元,用于利用所述多个测量光照射所述被检眼的前眼部,并且

所述光学特性调整单元调整分别与所述多个测量光相对应的光的光学特性,其中,所述光学特性是基于所述照射单元利用所述多个测量光中的各个测量光照射所述前眼部的位置和角度的。

7. 根据权利要求 6 所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述照射单元经由物镜利用所述多个测量光照射所述前眼部,并且所述物镜的光轴和所述多个测量光中的各个测量光穿过所述物镜的区域之间的距离与所述位置和角度相对应。

8. 根据权利要求 7 所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述光学特性调整单

元是与作为所述多个测量光的一部分、并且基于相对于所述物镜的光轴的距离而分类成的测量光组相对应的参考光组的光路所共用的,并且具有色散补偿单元,所述色散补偿单元用于对与所述参考光组相对应的返回光组的色散进行补偿。

9. 根据权利要求6所述的光学断层图像摄像设备,其特征在于,所述光学特性调整单元具有色散补偿单元,所述色散补偿单元用于对所述多个返回光中的各个返回光的色散进行补偿,其中,所述色散是基于所述照射单元利用所述多个测量光中的各个测量光照射所述前眼部的位置和角度的。

10. 一种光学断层图像摄像设备,用于基于通过将来自利用测量光照射的被检体的返回光和与测量光相对应的参考光进行合成所获得的合成光,来获得所述被检体的断层图像,所述光学断层图像摄像设备包括:

照射单元,用于经由物镜利用测量光照射所述被检体;以及

色散补偿单元,用于在每当参考光穿过相对于所述物镜的光轴的距离大致相同的区域时,通过计算处理相对于参考光对返回光的色散进行补偿。

光学断层图像摄像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及光学断层图像摄像设备,尤其涉及以下的光学断层图像摄像设备:用于眼科检查、皮肤的断层图像观察或者利用构成该光学断层图像摄像设备的内窥镜或导管对消化器官或循环器官的壁面断层图像摄像等。

背景技术

[0002] 近年来,实际使用应用了低相干干涉仪技术或白光干涉仪技术的光学相干断层图像摄像方法和光学相干断层图像摄像设备。

[0003] 特别地,利用多波长光的干涉来进行光学相干断层成像(OCT)的光学断层图像摄像设备可以以高分辨率获得样本的断层图像。

[0004] 因此,在眼科领域中,光学相干断层摄像设备逐渐成为用于获得眼底或视网膜的断层图像不可缺少的设备。

[0005] 除眼科应用以外,光学相干断层摄像设备还已于皮肤的断层图像观察或者利用构成该设备的内窥镜或导管对消化器官或循环器官的壁面断层图像摄像等。在下文,光学相干断层摄像设备被称为 OCT 设备。

[0006] OCT 设备利用光的特性,从而与超声波断层图像诊断设备等相比较,使得能够以高分辨率进行测量,由此可以进行精细测量,但这需要长的测量时间来测量宽区域。

[0007] 为了应对上述问题,已知有使用多个测量光、并且将宽区域分割成要利用各个光同时测量的多个区域的方法。

[0008] 日本专利 2875181 公开了以下的光学相干断层图像摄像设备:使用多个光源和光传感器,以使得通过共用的成像光学系统使各个光源和光传感器彼此相关联。

[0009] 另外,日本特开 2006-195240 公开了以下的设备:利用微透镜阵列将一个光分割成多个会聚光,从而进行干涉测量。

[0010] 在构造使用多个光的 OCT 设备时,可能发生日本专利 2875181 或日本特开 2006-195240 所公开的上述传统例子没有考虑的以下问题。

[0011] 具体地,在构造使用多个光的 OCT 设备时,各个光实际上跟随不同的光路。因此,包括光路长度、光量、波长色散、像差的光学系统的影响以及信号处理步骤在各个光之间不同。

[0012] 这些原因造成利用各个光所获得的 OCT 图像的对比度、分辨率和感光度等的偏差,因而需要减少这些偏差。

[0013] 为了减少这些偏差,需要使对各个光的影响均衡,从而使组件的数量和成本与光的数量成比例地增加。

发明内容

[0014] 作出本发明以解决上述问题,并且本发明的目的是提供以下的光学断层图像摄像设备:当构造使用多个光的 OCT 设备时,可以抑制分辨率和感光度等的偏差,并且可以减少

用于使光学特性均衡的组件的数量以使得可以降低成本。

[0015] 本发明提供具有以下结构的光学断层图像摄像设备。

[0016] 本发明的光学断层图像摄像设备将从光源发出的光分割成多个光,这些多个光被进一步分割成测量光和参考光。

[0017] 包括多个光的测量光经由用于利用测量光照射要测量的被检体的不同位置的照射光学系统被引导至该被检体。包括多个光的参考光被引导至参考镜。包括多个光的测量光由被检体反射或散射而成为返回光。将由参考镜反射的包括多个光的参考光与返回光合成,以生成由光谱处理部处理的干涉光。这样,光学断层图像摄像设备获得被检体的断层图像。光学断层图像摄像设备包括:光学特性调整单元,用于调整均包括多个光的测量光、参考光和干涉光至少之一的光学特性。

[0018] 光学特性调整单元由包括如下测量光的各组所共享,该测量光是包括多个光的测量光之中的、相对于照射光学系统的光轴的距离大致相同的测量光。

[0019] 此外,本发明的光学断层图像摄像设备将从光源发出的光分割成多个光,这些多个光被进一步分割成均包括多个光的测量光和参考光。

[0020] 包括多个光的测量光经由用于利用测量光照射要测量的被检体的不同位置的照射光学系统被引导至该被检体。包括多个光的参考光被引导至参考镜。包括多个光的测量光由被检体反射或散射而成为返回光。将由参考镜反射的包括多个光的参考光与返回光合成,以生成由光谱处理部处理的干涉光。这样,光学断层图像摄像设备获得被检体的断层图像。光学断层图像摄像设备包括:光学特性调整单元,用于调整均包括多个光的测量光、参考光和干涉光至少之一的光学特性。

[0021] 光学特性调整单元根据包括多个光的测量光相对于照射光学系统的光轴的距离而变化。

[0022] 此外,本发明的光学断层图像摄像设备,通过将包括多个光的测量光经由用于利用测量光照射要测量的被检体的不同位置的照射光学系统而引导至被检体、并且在光谱处理部中处理通过在合成单元中将由被检体反射或散射的包括多个光的测量光的返回光与包括多个光的参考光合成所生成的干涉光,来获得被检体的断层图像,光学断层图像摄像设备包括:光学特性调整单元,用于调整均包括多个光的测量光、参考光和干涉光至少之一的光学特性。

[0023] 在光学断层图像摄像设备中,光学特性调整单元根据相对于照射光学系统的光轴的距离而在包括多个光的测量光之间变化。

[0024] 根据本发明,当构造使用多个光的 OCT 设备时,可以实现以下的光学断层图像摄像设备:可以抑制分辨率和感光度等的偏差,并且可以减少用于使光学特性均衡的组件的数量以使得可以降低成本。

[0025] 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

[0026] 图 1 是示出根据本发明的实施方式和实施例 1 的光学断层图像摄像设备的结构的图。

[0027] 图 2 是示出本发明实施方式的扫描光的配置的图。

- [0028] 图 3 是示出根据本发明实施例 2 的光学断层图像摄像设备的结构的图。
- [0029] 图 4A、4B 和 4C 是示出根据本发明实施例 3 的光学断层图像摄像设备的结构的图。
- [0030] 图 5 是示出根据本发明实施例 4 的利用数据处理部的光谱数据处理的过程的图。
- [0031] 图 6 是示出根据本发明实施例 5 的使用块体光学系统 (bulk optical system) 的光学断层图像摄像设备的结构的图。
- [0032] 图 7 是示出根据本发明实施例 6 的光学断层图像摄像设备的结构的图。
- [0033] 图 8 是示出根据本发明实施例 7 的光学断层图像摄像设备的结构的图。

具体实施方式

[0034] 接着说明本发明的实施方式。

[0035] 在本实施方式中,如下构造光学断层图像摄像设备,由此抑制分辨率和感光度等的偏差,并且减少用于使光学特性均衡的组件的数量以使得可以降低成本。

[0036] 在光学断层图像摄像设备的基本结构中,从光源发出的光被分割成多个光,这些多个光被进一步分割成测量光和参考光。

[0037] 包括多个光的测量光经由用于利用这些测量光照射要测量的被检体的不同位置的照射光学系统被引导至该被检体。包括多个光的参考光被引导至参考镜。包括多个光的测量光由被检体反射或散射而成为返回光。将由参考镜反射的包括多个光的参考光与返回光合成,以生成由光谱处理部处理的干涉光。这样,获得了被检体的断层图像。

[0038] 光学断层图像摄像设备包括光学特性调整单元,光学特性调整单元用于调整均包括多个光的测量光、参考光和干涉光至少之一的光学特性。

[0039] 在这种情况下,光学特性调整单元由包括如下测量光的各组所共享,该测量光是包括多个光的测量光之中的、相对于照射光学系统的光轴的距离大致相同的测量光。

[0040] 在下文,参考附图来进一步说明该光学断层图像摄像设备的具体结构。

[0041] 图 1 是示出根据本实施方式的光学断层图像摄像设备的结构的图。

[0042] 图 1 所示的光学断层图像摄像设备包括低相干光源 101、光纤分束器 102、光纤耦合器 103、光纤准直器 104 和照射光学系统 105。

[0043] 该光学断层图像摄像设备还包括光纤准直器 106、色散补偿玻璃 107、参考镜组 108 和光谱处理部 109,并且由“120”来表示要测量的被检体。

[0044] 在本实施例的光学断层图像摄像设备中,从低相干光源 101 发出的光被光纤分束器 102 分割成 9 个光。各光由光纤耦合器 103 分割成测量光和参考光。

[0045] 测量光由光纤准直器 104 转换成平行光,并且由照射光学系统 105 引导至被检体 120 的不同测量位置。

[0046] 在测量位置处产生的各散射光由照射光学系统 105 和光纤准直器 104 再次引导至光纤,并且由光纤耦合器 103 将其与参考光合成,以使得生成干涉光。

[0047] 另一方面,参考光由光纤准直器 106 转换成平行光,这些平行光穿过色散补偿用的色散补偿玻璃 107,由参考镜组 108 反射,并且返回至光纤耦合器 103。

[0048] 设置色散补偿玻璃 107,以补偿测量光侧和参考光侧之间的波长色散差异。

[0049] 光纤耦合器 103 所生成的干涉光入射到光谱处理部 109,然后对 9 个合成光中的各合成光进行光谱测量,并且通过进行傅立叶变换处理等的信号处理步骤而转换成 OCT 信

号。

[0050] 照射光学系统 105 所引导的测量光被引导至如图 2 所示的测量曲面 201 上的 9 个区域 F1 ~ F9, 从而扫描这些区域。

[0051] 在这种情况下, 关于以位于照射光学系统 105 的光轴上的区域 F5 作为中心, 相对于光轴的距离相同的区域具有相同的光学特性。

[0052] 换言之, 可以将这些区域分成 {F5}、{F2, F4, F6, F8} 和 {F1, F3, F7, F9} 这三个组。在各组中, 色散补偿玻璃 107 的长度可以相同。

[0053] 因此, 准备如图 1 所示的三种色散补偿玻璃 107 就足够了, 并且相应地, 应当按照这三类即组的数量来组合参考镜组 108 的位置。

[0054] 这样, 通过根据相对于光学系统的光轴的距离对扫描光进行分类, 可以将光学特性大致相同的扫描光分成一组。

[0055] 在上述的本实施方式的结构中, 同一组的光穿过同一参考光学系统。因此, 可以在使用于使各个光的光学特性均衡的组件的数量的增加最少的情况下, 减少 9 个 OCT 信号之间的偏差。另外, 根据本实施方式的具有上述结构的光学断层图像摄像设备可以用于眼底或皮肤观察、或者使用内窥镜的生物体观察、或者各种诊断设备或检查设备, 并且用于工业质量控制。

[0056] 这里, 作为另一实施方式, 可以将用于使计算机使用根据上述实施方式的光学断层图像摄像设备来执行摄像方法的程序存储在计算机可读存储介质 (例如, 软盘、硬盘、光盘、磁光盘、CD-ROM、CD-R、磁带、非易失性存储卡、ROM、EEPROM 或蓝光盘等) 中。另外, 作为又一实施方式, 可以使用用于使计算机使用上述的光学断层图像摄像设备来执行摄像方法的程序。

[0057] 实施例

[0058] 以下说明本发明的实施例。

[0059] 实施例 1

[0060] 在实施例 1 中, 说明应用了本发明的光学断层图像摄像设备的结构实施例。本实施例使用图 1 所示的上述的光学断层图像摄像设备作为基本结构。

[0061] 另外, 在本实施例中, 使用眼睛的视网膜作为要测量的被检体 120。

[0062] 作为低相干光源 101, 使用输出功率为 20mW、中心波长为 840nm 并且波长宽度为 45nm 的 SLD 光源。

[0063] 从光源发出的光由 1 : 9 的光纤分束器 102 均等分成 9 个光。

[0064] 这 9 个光由 9 个 50 : 50 的光纤耦合器 103 分别分割成测量光和参考光。

[0065] 这些测量光由光纤准直器 104 转换成平行光, 并且由包括电扫描器、扫描透镜和目镜的照射光学系统 105 照射到眼睛的视网膜 120 上。

[0066] 如图 2 所示, 对眼底图像 201 上利用各个光所扫描的区域进行调整, 以使得一个光与分割成网格的 9 个区域 F1 ~ F9 中的各区域相对应。

[0067] 各个光对分割出的各个区域进行光栅扫描, 从而获得三维 OCT 数据。

[0068] 另外, 9 个参考光由光纤准直器 106 转换成平行光, 并且经由色散补偿光学系统 107 由参考镜组 108 反射, 从而返回至光纤耦合器 103。

[0069] 照射光学系统 105 所使用的目镜具有能够按总角度为 30 度来扫描眼底的宽视角。

[0070] 为了消除波像差和色像差等,目镜是不同的玻璃材料的组合镜头。

[0071] 因此,各玻璃材料的厚度在光轴附近和镜头外周之间而不同,因而光的波长色散在光穿过光轴附近的情况和光穿过镜头外周的情况之间也不同。根据使用所使用的镜头的镜头数据进行计算得出以下:与光轴附近相比较,镜头外周处镜头材料的波长色散值变大了约5%。

[0072] 因此,在用于扫描区域 F1 的光和用于扫描区域 F5 的光之间,色散补偿用的 BK7 玻璃 107 的长度应当变化了 5%。

[0073] 这里,考虑到镜头系统的光学特性相对于光轴对称,相对于光轴的距离相同的光具有相同的色散值。

[0074] 因此,对于 {F5}、{F2, F4, F6, F8} 和 {F1, F3, F7, F9} 这三个组,有三种色散补偿用的 BK7 玻璃 107 就足够了。在本实施例中,基于相对于测量光侧的色散值的差,使用 200mm、195mm 和 190mm 这三种。另外,参考镜组 108 具有包括放置在电动直线运动台上的三个镜的结构。

[0075] 如果在测量光和参考光之间产生光路长度差,则根据这三组 BK7 玻璃 107 的长度,利用三个镜的位置差来调整这三个镜,以使得光路长度在测量光和参考光之间大致相同。与穿过 200mm 的 BK7 玻璃的情况相比较,当穿过 190mm 的 BK7 玻璃时,该玻璃的光路长度较短。因此,需要相应地将各参考镜布置得更远,从而使在玻璃内和空气中的总光路长度相等。

[0076] 由 9 个光纤耦合器 103 分别合成的合成光入射到光谱处理部 109。

[0077] 在本实施例中,利用使用 9 组 1,200 线/mm 的透过光栅和像素间距为 14 μm 且具有 2,048 个像素的线传感器的光谱光学系统来进行 9 个光各自的光谱处理,结果获得了包含干涉信号的波长光谱数据。

[0078] 进行数据的傅立叶变换处理,以使得获得 OCT 信号。此外,通过与照射光学系统 105 中的电扫描器的频率同步,获得 OCT 信号,以使得可以获得视网膜 120 的三维图像。

[0079] 本实施例所使用的目镜具有离外周越近则越大的色散值,但该色散值根据所使用的玻璃材料而可能减小。

[0080] 另外,使用 BK7 玻璃作为色散补偿玻璃,但可以使用波长色散值已知的其它玻璃材料。

[0081] 在这种情况下,光路长度也不同,因而需要再次调整参考镜组 108 的位置。在任何情况下,根据本发明的概念,可以根据各光相对于光轴的距离来设置适当的色散补偿玻璃和适当的参考镜位置。

[0082] 在本实施例中,在参考光侧上配置波长色散调整单元。然而,在测量光侧或这两侧上配置波长色散调整单元的情况下,也可以获得与本发明的光学断层图像摄像设备相同的功能。

[0083] 实施例 2

[0084] 在实施例 2 中,说明以下的结构例子:向实施例 1 的光学断层图像摄像设备进一步添加光量调整单元。

[0085] 图 3 示出根据本实施例的光学断层图像摄像设备的结构。

[0086] 注意,利用相同的附图标记来表示图 3 中与图 1 的组件相同的组件,因而省略了对

这些组件的冗余说明。

[0087] 在以上所述的实施例 1 中,说明了以下的结构例子:将用于调整光路长度的参考镜组 108 和色散补偿用的 BK7 玻璃材料 107 分成三组,从而减少所获得的 OCT 图像的偏差。

[0088] 在本实施例中,通过设置用于调整 9 个光的光量的光量调整单元 301 来减少感光度的偏差。

[0089] 由于与实施例 1 相同的玻璃材料的差异,因此照射光学系统 105 对来自低相干光源 101 的光的吸收率也根据光相对于光轴的距离而变化。

[0090] 因此,与实施例 1 相同,对于 {F5}、{F2, F4, F6, F8} 和 {F1, F3, F7, F9} 这三个组,分别使用三个光量调整单元 301。

[0091] 在本实施例中,使用可变浓度滤波器作为光量调整单元 301。该可变浓度滤波器是通过在玻璃盘上气相沉积金属薄膜而获得的,以使得浓度在顺时针方向上连续变化。

[0092] 因此,通过转动可变浓度滤波器,可以微妙地改变光的衰减量。

[0093] 在本实施例中,在用于产生平行光的参考侧的校准器 106 之后并且在色散补偿用的 BK7 玻璃 107 之前,分别配置三个可变浓度滤波器作为光量调整单元 301。在确认 OCT 信号的情况下,使三个可变浓度滤波器分别转动,并且进行调整以减少整体信号的偏差。

[0094] 这样,可以减少由于各光的 OCT 信号的光量而引起的感光度的偏差。

[0095] 在本实施例中使用转动型可变浓度滤波器,但代替该可变型,可以使用常见的吸收型或反射型 ND 滤波器。

[0096] 根据所需的光衰减量,选择具有所需的光学浓度的 ND 滤波器或者如果需要则组合多个 ND 滤波器,以插入到光量调整单元 301 的位置处。

[0097] 代替使用光学滤波器,可以采用遮蔽光的一部分由此衰减光量的方法、或者利用玻璃板使光路偏移由此衰减对光纤准直器 106 的耦合效率的方法。

[0098] 另外,在不局限于参考光侧的情况下,即使当在测量光侧、光源侧或光谱处理部侧上配置光量调整单元 301 时,也可以获得本发明的效果。

[0099] 实施例 3

[0100] 在实施例 3 中,说明以下的结构例子:向实施例 2 的光学断层图像摄像设备进一步添加光采样单元、波像差测量单元和波像差调整单元。

[0101] 图 4A ~ 4C 示出根据本实施例的光学断层图像摄像设备的结构。

[0102] 注意,利用相同的附图标记来表示图 4A ~ 4C 中与图 1 和 3 的组件相同的组件,因而省略了对这些组件的冗余说明。

[0103] 图 4A 所示的光学断层图像摄像设备包括光采样单元 401、波像差测量单元 402 和波像差调整单元 403。

[0104] 在本实施例中,如图 4A 所示,在实施例 2 的光学断层图像摄像设备中进一步设置光采样单元 401、波像差测量单元 402 和波像差调整单元 403,因而可以进一步提高图像的分辨率。

[0105] 波像差包括球面像差、彗形像差和像散像差,并且如使用数值孔径 (NA) 大的镜头来获得具有宽视角的 OCT 图像的实施例 1 和 2 的情况一样,球面像差特别明显。

[0106] 这是因为球面像差与 NA 的立方成比例。如果球面像差大,则光离光轴越远,被折射得越多,从而在光轴上的偏离位置处与该轴相交。结果, OCT 图像的分辨率和 SNR 劣化。

[0107] 在光纤准直器 104 和照射光学系统 105 之间配置由分束器形成的光采样单元 401。

[0108] 光采样单元 401 使测量光的一部分分支并且入射到波像差测量单元 402, 在波长测量单元 402 中测量波像差。

[0109] 图 4B 是示出本实施例的波像差测量单元 402 的具体结构的图。

[0110] 在图 4B 中, 由“501”来表示波像差测量单元中的光入射方向, 并且由“502”来表示波像差测量单元中的入射波前, 并且该波像差测量单元包括透镜阵列 503 和传感器阵列 504。沿着光入射方向 501 入射的光穿过透镜阵列 503, 并且会聚到传感器阵列 504 上。如果入射光波前 502 被干扰, 则如由实线而非虚线所示, 光会聚到相对于各透镜阵列的光轴偏离的位置处。因此, 可以根据该偏离量来测量波前的干扰量。

[0111] 这样, 将波像差测量单元 402 测量出的波像差量发送至波像差调整单元 403, 以使得对各光的波像差进行调整。

[0112] 图 4C 示出根据本实施例的波像差调整单元 403 的具体结构。

[0113] 在图 4C 中, 由 601 来表示波像差调整单元中的光入射方向, 由 602 来表示波像差调整单元中的入射波前, 并且由 603 来表示波像差调整单元中的校正波前。

[0114] 由 604 来表示波像差调整单元中的光出射方向, 并且该波像差调整单元包括波前调整镜基座 605、波前调整镜致动器 606 和形状可变镜 607。

[0115] 基于波像差测量单元 402 已测量出的信息, 驱动配置在镜基座 605 上的波前调整镜致动器 606 以使形状可变镜 607 的形状变形, 以使得消除波前的干扰。

[0116] 形状可变镜 607 消除沿着光入射方向 601 入射的光的波前 602 的干扰, 因而减少了沿着光出射方向 604 出射的光的校正波前 603 的波像差。

[0117] 在实施例 3 中, 与实施例 1 和 2 相同, 9 个光被分割成光学特性相同的三个组。因此, 波像差测量单元 402 仅测量表示这三个组的三个代表光, 例如 F5、F1 和 F2。

[0118] 另外, 以相同的方式, 还可以将波像差调整单元 403 分成三类。因此, 可以高效地进行像差调整, 因而可以减少光之间的偏差。

[0119] 另外, 本实施例说明了对波像差进行调整的情况, 但对于诸如像面弯曲等的其它像差的情况同样适用。

[0120] 实施例 4

[0121] 在实施例 4 中, 说明光谱处理部的结构例子。

[0122] 图 5 是示出根据本实施例的数据处理部所进行的光谱数据处理的过程的图。

[0123] 在实施例 1 ~ 3 中, 利用实施例 1 所述的方法对入射到光谱处理部 109 的 9 个合成光进行光谱处理, 结果获得了包含干涉信号的波长光谱数据。

[0124] 之后, 将该波长光谱数据的波长轴转换成波数, 并且通过高阶色散补偿处理的步骤、傅立叶变换处理的步骤和对各个数据进行积分从而输出 OCT 图像的步骤, 来获得 OCT 图像。

[0125] 通常, 对于 9 个光使用不同的校正参数, 从而进行数据处理。因此, 并行进行 9 个数据处理步骤。

[0126] 作为对比, 在本实施例中, 光谱处理部被配置成如下: 数据处理部可以通过针对包括相对于光轴的距离大致相同的光的各组使用用于校正光学特性的参数, 来进行数据处理。

[0127] 例如,在数据记录之后添加用于确定光测量区域的步骤,从而包括以下的数据处理部:该数据处理部用于通过针对相对于光轴的距离大致相同的各组共享色散补偿参数来进行数据处理。

[0128] 具体地,通过分割成 {F5}、{F2, F4, F6, F8} 和 {F1, F3, F7, F9} 这三个组来进行该处理,因而共享色散补偿参数。因而,可以将色散补偿处理步骤缩减为三个步骤。

[0129] 因而,可以使处理过程效率化,以使得可以减少数据处理的偏差。

[0130] 注意,该方法可以应用于使用单一光的系统。

[0131] 这里,考虑利用单一测量光来扫描图 2 的区域 F1 ~ F9 的情况。

[0132] 如上所述,所获得的干涉信号包含根据照射光学系统的视角而变化的色散量。

[0133] 假定通过计算处理来对信号进行色散补偿。如果利用单一参数来进行该处理,则仅对来自特定区域的信号进行良好的色散补偿。在其它区域中,深度方向分辨率仍劣化。

[0134] 因此,关于通过利用单一光测量整体区域所获得的信号,如上所述,对来自区域 F1、F3、F7 和 F9 的信号进行利用特定参数组的处理 A,而利用另一参数组来对区域 F5 进行处理 B。

[0135] 另外,对于区域 F2、F4、F6 和 F8,利用与处理 A 和 B 的参数组不同的参数组并行进行处理 C,因而对各区域进行了适当的色散补偿处理,以确保整体区域的深度方向分辨率。

[0136] 在单一光的情况下,与对多个光进行分割的情况不同,没有限制区域的数量。因此,可以在可实行的计算处理负荷内设置大量的区域,因而可以进行更好的色散补偿处理。

[0137] 另外,这里使用单一光,但可以使用多个光,并且对各光所覆盖的区域进行进一步分割,从而设置不同的参数。

[0138] 实施例 5

[0139] 在实施例 5 中,说明与使用光纤的实施例 1 ~ 4 不同的、使用块体光学系统的结构例子。

[0140] 图 6 示出根据本实施例的使用块体光学系统的光学断层图像摄像设备的结构。

[0141] 注意,利用相同的附图标记来表示图 6 中与图 1 的组件相同的组件,因而省略了对这些组件的说明。

[0142] 图 6 所示的光学断层图像摄像设备包括三分叉耦合器 701、准直透镜阵列 702、立方分束器 703、照射光学系统 704、色散补偿玻璃 705、参考镜单元 706 和三光光谱处理部 707。

[0143] 在本实施例中,与使用光纤光学系统的实施例 1 ~ 4 相对比,使用块体光学系统。

[0144] 具体地,在实施例 1 ~ 4 中,以下的各个光路均由光纤构成:用于将来自光源的光引导至该光被分割成测量光和参考光的位置的光路;用于将测量光引导至被检体的光路;用于将参考光引导至参考镜的光路;和用于将根据测量光的返回光和由参考镜反射的参考光生成的干涉光引导至光谱处理部的光路。

[0145] 作为对比,本实施例使用块体光学系统。三分叉耦合器 701 将低相干光源 101 的输出分成三个,并且准直透镜阵列 702 将这三个分支光转换成平行光。

[0146] 50 : 50 立方分束器 703 将这三个光中的各光分割成测量光和参考光。

[0147] 包括电扫描器、扫描透镜和目镜的照射光学系统 704 将三个测量光会聚到视网膜 120 上。

[0148] 对这三个光进行调整,以使得利用单一光对图 2 的各个区域 F2、F5 和 F8 进行光栅扫描。

[0149] 来自这三个光中的各光的会聚点的散射光经由照射光学系统 704 被引导至立方分束器 703,并且与参考光合成。

[0150] 另一方面,参考光穿过色散补偿玻璃 705 并且由参考镜单元 706 反射,从而返回至立方分束器 703。

[0151] 照射光学系统 704 使用与实施例 1 相同的目镜,因而对于 {F5},色散补偿玻璃的长度可以为 200mm,并且对于 {F2, F8},色散补偿玻璃的长度可以为 195mm。

[0152] 因此,色散补偿玻璃 705 可以通过涂敷折射率与 BK7 玻璃的折射率相同的折射率标准溶液而接合的长度为 195mm 的宽的 BK7 玻璃和长度为 5mm 的 BK7 玻璃的接合结构。

[0153] 因而,用于扫描中央区域 {F5} 的光穿过长度为 200mm 的 BK7 玻璃,并且用于扫描外周区域 {F2, F8} 的光穿过长度为 195mm 的 BK7 玻璃。

[0154] 参考镜单元 706 包括三个镜。考虑到色散补偿玻璃的长度,使这三个镜的位置偏离并且进行调整,以与测量光的光路长度一致。

[0155] 由立方分束器 703 合成的散射光和参考光照原样被引导至三光光谱处理部 707,并且与实施例 1 同样进行光谱处理,以使得获得了 OCT 信号。

[0156] 因而,与光纤光学系统相同,在块体光学系统中也可证实本发明的效果。

[0157] 实施例 6

[0158] 图 7 示出根据本实施例的光学断层图像摄像设备的结构。

[0159] 从 SLD 光源 810a、810b 和 810c 发出的光分别从光纤 811 的端部出射,并且由准直透镜阵列 702 转换成平行光。关于其它结构,利用相同的附图标记来表示与图 6 所示的组件相同的组件,因而省略了对这些组件的冗余说明。

[0160] 如在本实施例中针对不同的光使用不同的光源的情况下,本发明的效果也有效。另外,本实施例例示了三个光的情况,但在两个以上的光的情况下也可以获得相同的效果。

[0161] 实施例 7

[0162] 以上所述的实施例例示了使用 Michelson 型干涉仪的情况,而本实施例说明在 Mach-Zehnder 型干涉仪的情况下的结构例子。

[0163] 图 8 示出根据本实施例的使用 Mach-Zehnder 型干涉仪的光学断层图像摄像设备的结构。

[0164] 注意,利用相同的附图标记来表示图 8 中与图 1 和 6 所示的组件相同的组件。

[0165] 从 SLD 光源 101 发出的光由 1 : 2 的光纤分束器 901 分割成测量光和参考光。

[0166] 测量光由 1 : 3 的光纤分束器 902 等分成三个光,并且各个光入射到相应的光环行器 903。

[0167] 穿过光环行器 903 之后的光由三个光纤准直器 104 分别转换成平行光,并且由包括电扫描器、扫描透镜和目镜的照射光学系统 105 照射到眼睛的视网膜 120 上。

[0168] 与实施例 5 相同,对这三个光进行调整以扫描相同的区域。

[0169] 由视网膜 120 反射或散射的返回光再次穿过同一光学系统,并且返回至光环行器 903。

[0170] 由于光环行器的特性,这些光环行器接收到的光不是被输出至光纤分束器 902 侧

而是被输出至光纤准直器 904 侧。

[0171] 返回光由光纤准直器 904 转换成平行光并且入射到分束器 703。

[0172] 参考光穿过光环行器 905 并且从光纤准直器 906 出射。然后,该参考光由参考镜 907 反射并且返回至光环行器 905。

[0173] 返回来的反射光由光环行器 905 输出至 1 : 3 的光纤分束器 908, 光纤分束器 908 将该光均等分成三个光。之后,这三个光由光纤准直器 909 转换成平行光。然后,这些平行光穿过色散补偿玻璃 705 并且入射到分束器 703。

[0174] 分束器 703 将由视网膜 120 散射后的入射到分束器 703 的三个测量光和在被均等分成三个光之后入射到分束器 703 的三个参考光合成为干涉光。

[0175] 一组干涉光被引导至三光光谱处理部 707, 并且与实施例 1 相同, 对该组干涉光进行光谱处理, 以获得 OCT 信号。其它组的干涉光并非所需, 因而由进行了黑色耐酸铝处理的铝板 910 遮蔽。

[0176] 如上所述, 无论干涉仪的形状如何, 本发明的效果都有效。另外, 本实施例例示了三个光的情况, 但在两个以上的光的情况下同样可以获得相同的效果。

[0177] 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。

[0178] 本申请要求 2008 年 12 月 26 日提交的日本专利申请 2008-332245 和 2009 年 5 月 22 日提交的日本专利申请 2009-124105 的优先权, 在此通过引用包含这些专利申请的全部内容。

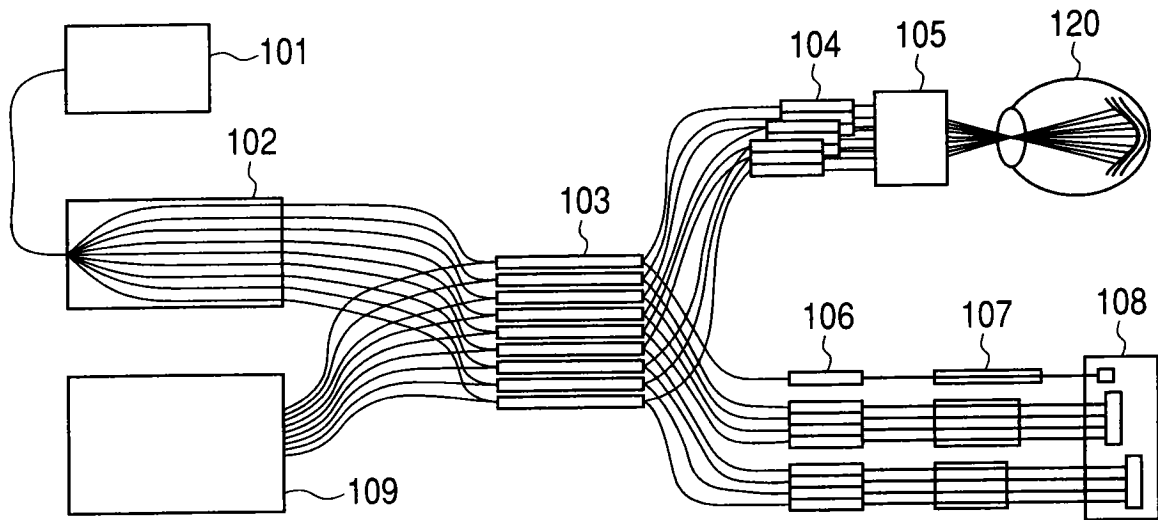


图 1

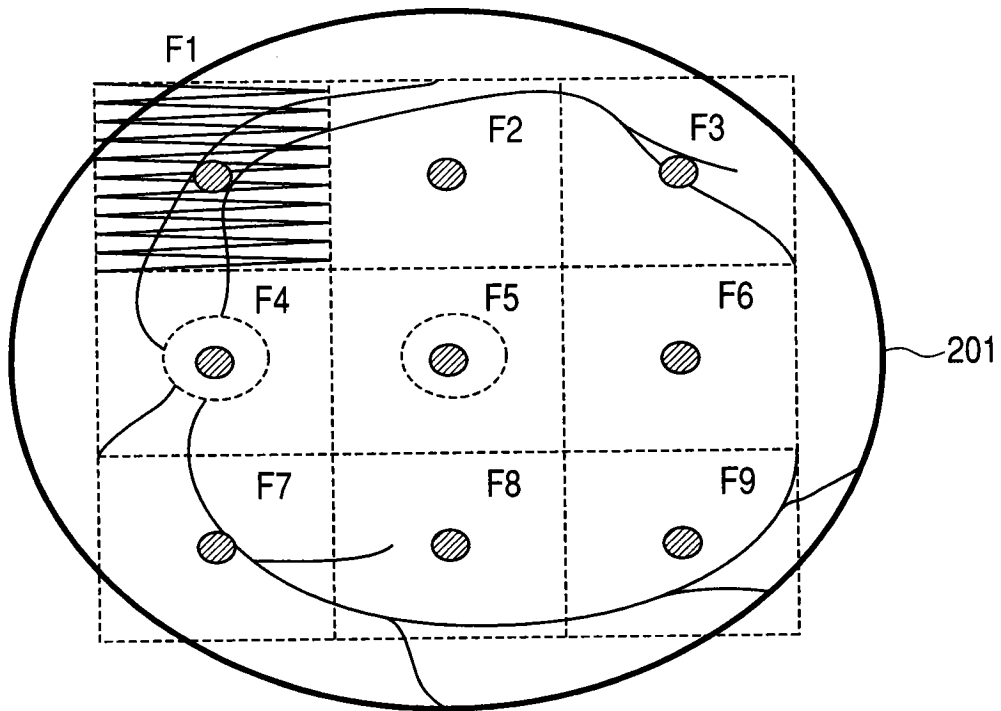


图 2

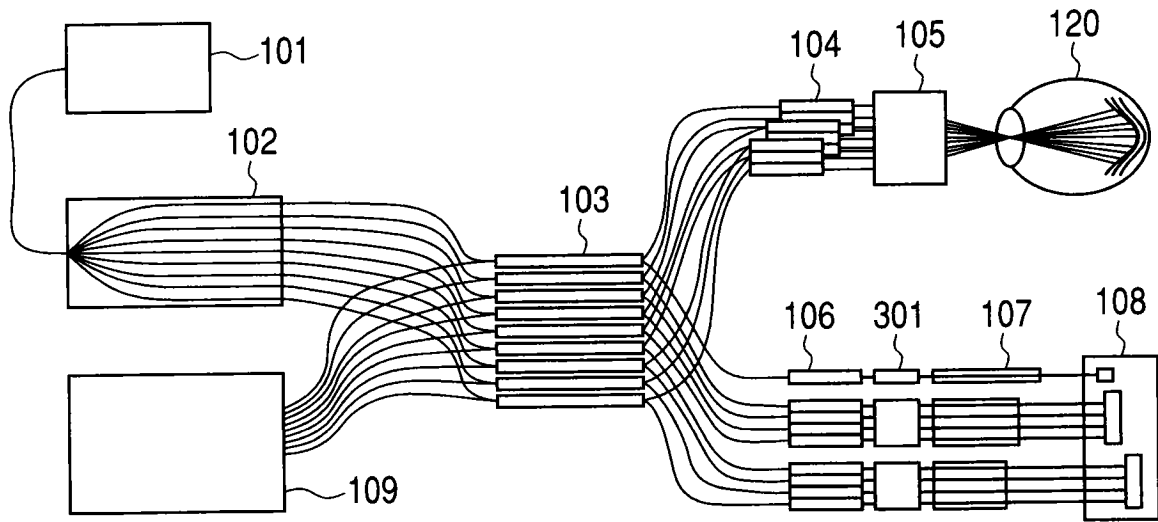


图 3

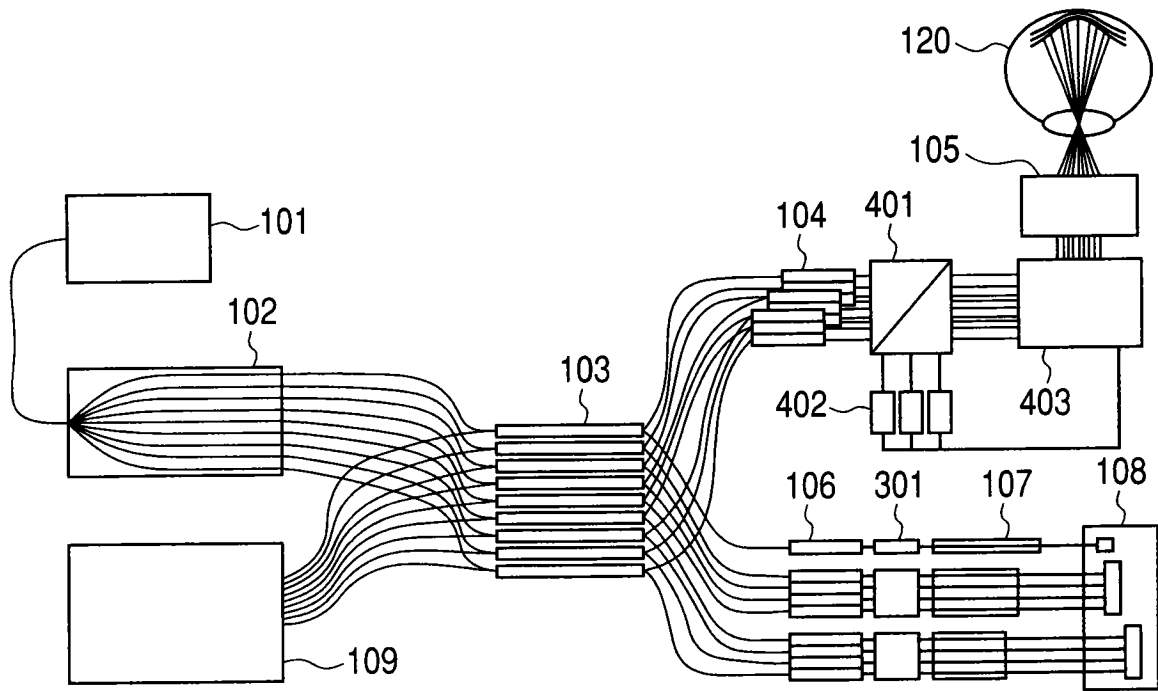


图 4A

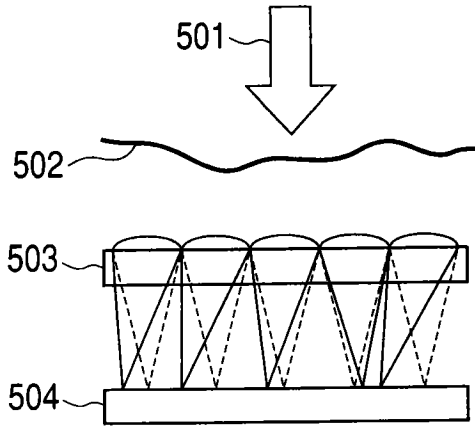


图 4B

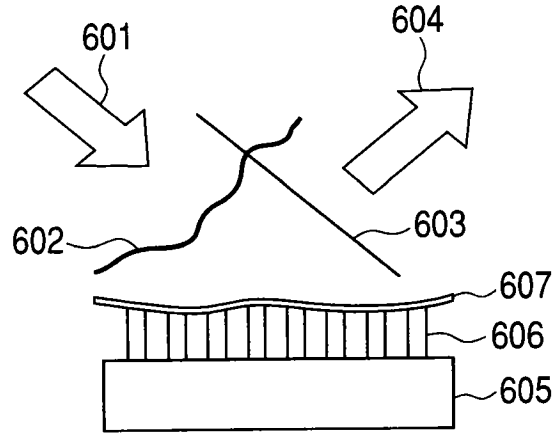


图 4C

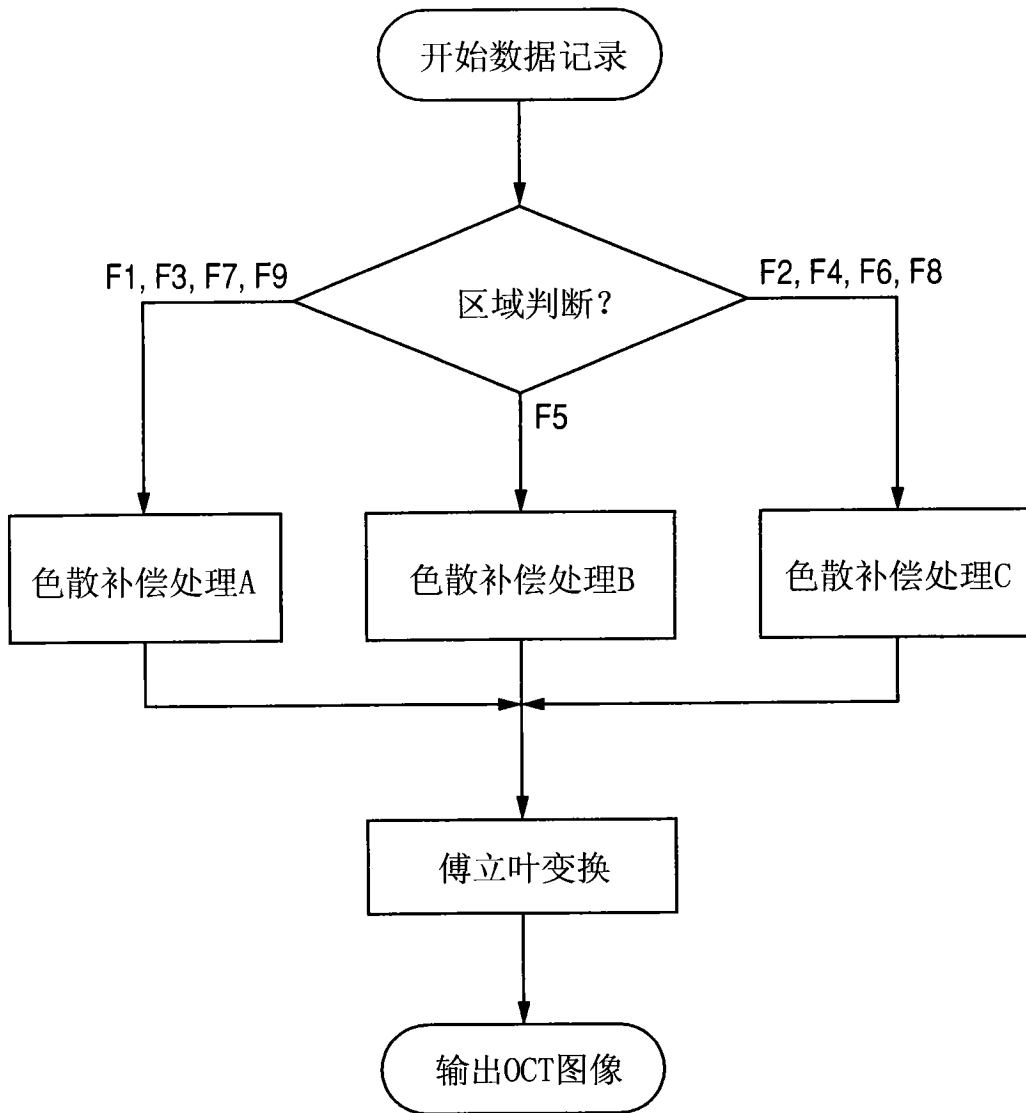


图 5

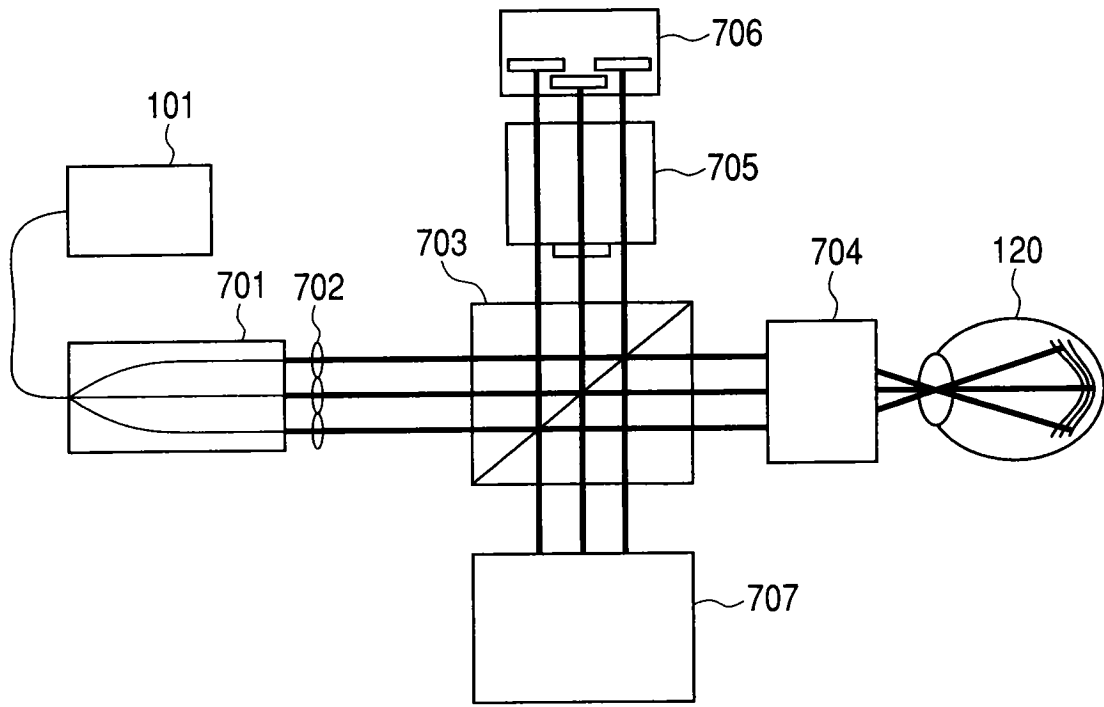


图 6

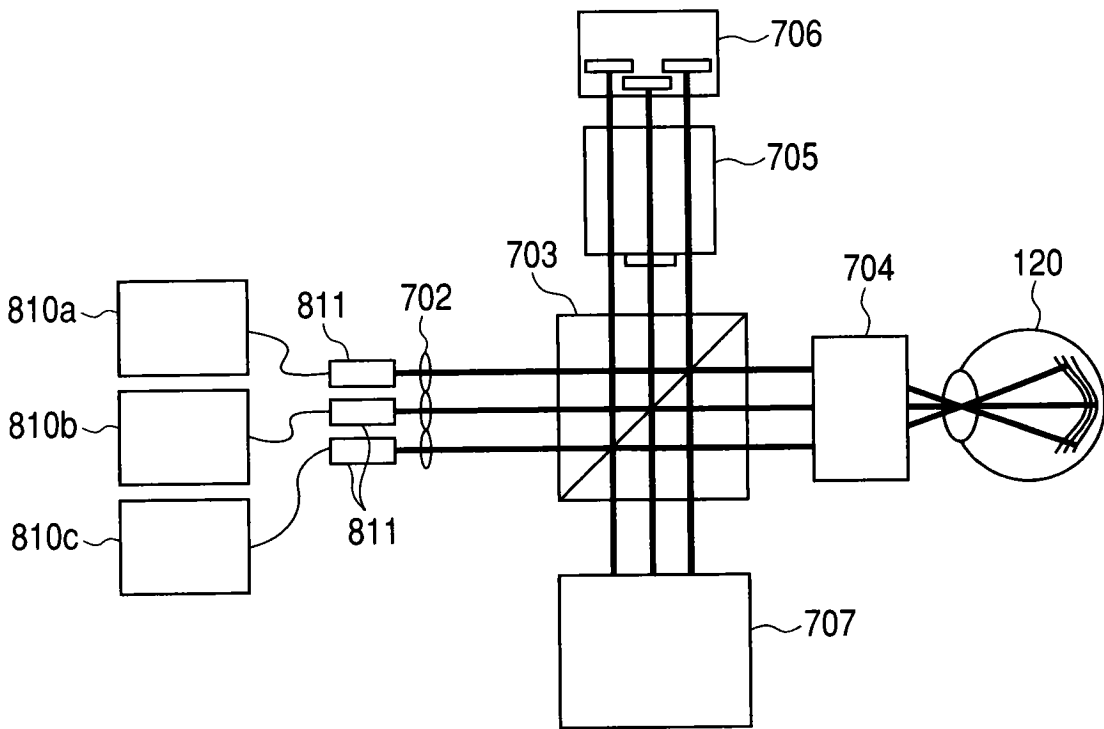


图 7

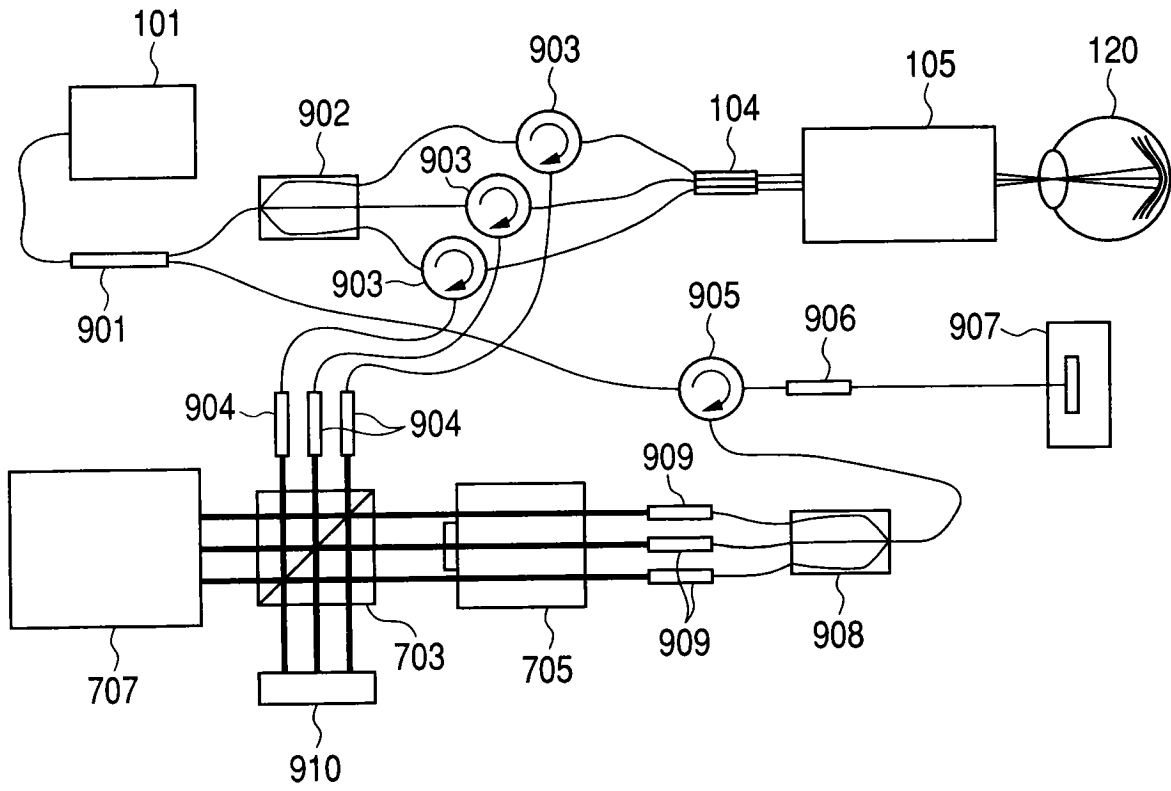


图 8