



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101268928 B

(45) 授权公告日 2012. 01. 25

(21) 申请号 200810084045. 6

(22) 申请日 2008. 03. 21

(30) 优先权数据

2007-077685 2007. 03. 23 JP

(73) 专利权人 株式会社拓普康

地址 日本东京板桥区莲沼町 75 番 1 号

(72) 发明人 塚田央 福间康文

(74) 专利代理机构 北京中原华和知识产权代理
有限责任公司 11019

代理人 寿宁

(51) Int. Cl.

A61B 3/14(2006. 01)

A61B 3/12(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 11-253403 A, 1999. 09. 21, 全文.

WO 2006/077045 A1, 2006. 07. 27, 全文.

US 2004/0036838 A1, 2004. 02. 26, 全文.

ROSEN RICHARD B ET AL. SIMULTANEOUS OCT/
SLO/ICG SYSTEM. 《SPIE》. 2006, 第 6079 卷第
60790A-1 页至第 60790A-5 页, 附图 1、4.

审查员 吕媛

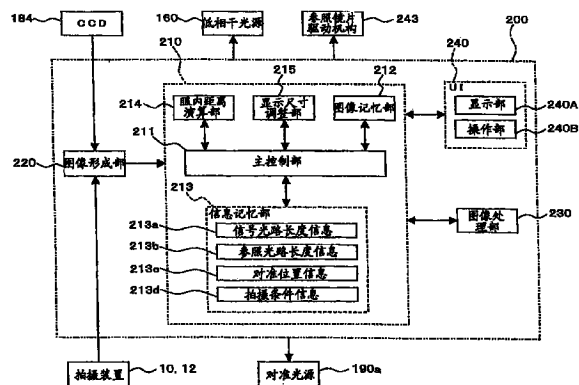
权利要求书 2 页 说明书 25 页 附图 16 页

(54) 发明名称

眼底观察装置以及眼科图像显示装置

(57) 摘要

本发明提供一种能够以高精度呈现眼底表面的二维图像与 OCT 图像的位置关系的技术。眼底观察装置 (1) 为可取得眼底 (Ef) 的表面的二维图像 (眼底图像 (Ef'))、以及在相当于该眼底图像 (Ef') 的部分区域的眼底 Ef 的计测区域内具有剖面位置的断层图像 (Gi) 的装置。信息记忆部 (213) 内记忆有含有表示受检眼 (E) 特性的眼轴长度等特性信息的拍摄条件信息 (213d)。控制部 (210) 依据拍摄条件信息 (213d) 使眼底图像 (Ef') 与计测范围图像 (R') 以相互一致的显示尺寸显示在显示部 (240A)。



1. 一种眼底观察装置,其特征在于其包括:

第1图像形成元件,形成受检眼的眼底表面的二维图像;

第2图像形成元件,形成在相当于前述二维图像的部分区域的前述眼底의 计测区域内具有剖面位置的断层图像;

显示元件;

记忆元件,记忆着含有表示前述受检眼特性的特性信息的拍摄条件信息;以及

控制元件,依据前述记忆的拍摄条件信息,为与表示前述计测区域范围的计测范围图像一致,通过至少变更前述已形成的前述二维图像的显示尺寸,使前述二维图像与前述计测范围图像的显示尺寸相互一致,而使该显示尺寸一致的前述二维图像及前述计测范围图像显示在前述显示元件。

2. 根据权利要求1所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述特性信息包含前述受检眼的眼轴长度。

3. 根据权利要求2所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述第2图像形成元件包括:光源,输出低相干光;干涉光产生元件,将该输出的低相干光分割成信号光和参照光,并且使经过信号光路而照射到前述眼底的前述信号光的眼底反射光、与经过参照光路而由参照物体反射的前述参照光相重叠,以产生干涉光;检测元件,接收该产生的干涉光且输出检测信号;且

更包括对准元件,使形成前述信号光路的光学系统相对于前述受检眼而对准;

前述控制元件包括眼内距离演算元件,其依据前述信号光路的光路长度、前述参照光路的光路长度、进行前述对准时前述受检眼与前述光学系统之间的距离、以及由前述检测元件所输出的检测信号,来对前述信号光射入前述受检眼的位置与前述信号光由前述眼底反射的位置之间的眼内距离进行演算;

前述记忆元件记忆该演算出的眼内距离,作为前述眼轴长度。

4. 根据权利要求1所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述控制元件将前述显示尺寸一致的前述二维图像以及前述计测范围图像,与由前述第2图像形成元件形成的断层图像一起显示于前述显示元件。

5. 根据权利要求2所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述控制元件将前述显示尺寸一致的前述二维图像以及前述计测范围图像,与由前述第2图像形成元件所形成的断层图像一起显示于前述显示元件。

6. 根据权利要求3所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述控制元件将前述显示尺寸一致的前述二维图像以及前述计测范围图像,与由前述第2图像形成元件所形成的断层图像一起显示于前述显示元件。

7. 根据权利要求1所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述已形成的前述二维图像以及前述计测范围图像的显示尺寸,是通过变更前述二维图像以及前述计测范围图像两者的显示尺寸,以使两者的显示尺寸一致。

8. 一种眼科图像显示装置,其特征在于包括:

显示元件,显示受检眼的眼底表面的二维图像、及在相当于该二维图像的部分区域的前述眼底计测区域内具有剖面位置的断层图像;

记忆元件,记忆着含有表示前述受检眼特性的特性信息的拍摄条件信息;以及

控制元件,依据前述已记忆的拍摄条件信息,为与表示前述计测区域范围的计测范围图像一致,通过至少变更前述二维图像的显示尺寸,使前述二维图像与前述计测范围图像的显示尺寸相互一致,而将该显示尺寸一致的前述二维图像及前述计测范围图像显示于前述显示元件。

9. 根据权利要求 8 所述的眼科图像显示装置,其特征在于:

前述特性信息中含有前述受检眼的眼轴长度。

10. 根据权利要求 8 所述的眼科图像显示装置,其特征在于:

前述控制元件将前述显示尺寸一致的前述二维图像以及前述计测范围图像,与由图像形成元件所形成的断层图像一起显示于前述显示元件。

11. 根据权利要求 9 所述的眼科图像显示装置,其特征在于:

前述控制元件将前述显示尺寸一致的前述二维图像以及前述计测范围图像,与由图像形成元件形成的断层图像一起显示于前述显示元件。

12. 根据权利要求 8 所述的眼科图像显示装置,其特征在于:

前述已形成的前述二维图像以及前述计测范围图像的显示尺寸,是通过变更前述二维图像以及前述计测范围图像两者的显示尺寸,以使两者的显示尺寸一致。

眼底观察装置以及眼科图像显示装置

技术领域

[0001] 本发明关于用于观察受检眼的眼底的眼底观察装置以及眼科图像显示装置。

背景技术

[0002] 作为眼底观察装置, 先前以来广泛使用眼底相机。图 15 表示先前普通眼底相机的外观结构的一例, 图 16 表示内设在眼底相机中的光学系统结构的一例 (例如, 参照日本专利特开 2004-350849 号公报)。首先, 参照图 15, 说明先前的眼底相机 1000 的外观结构。该眼底相机 1000 具备台架 3, 该台架 3 以可在前后左右方向 (水平方向) 滑动的方式搭载于基座 2 上。在该台架 3 上, 设置有检查者用以进行各种操作的操作面板 3a 及控制杆 (joystick) 4。

[0003] 检查者通过操作该控制杆 4, 而能够使台架 3 在基座 2 上进行三维的移动。在控制杆 4 的顶部, 配置有进行眼底拍摄时而按下的操作按钮 4a。

[0004] 在基座 2 上立设有支柱 5。并且在支柱 5 上, 设置有用以载置被检查者的颞部的颞托 6、及发出用以使受检眼 E 视线固定的光的外部视线固定灯 7。

[0005] 在台架 3 上, 搭载有存储该眼底相机 1000 的各种光学系统或控制系统的本体部 8。另外, 控制系统可以设在基座 2 或台架 3 的内部等中, 也可以设在连接于眼底相机 1000 的电脑等的外部装置中。

[0006] 在本体部 8 的受检眼 E 侧 (图 15 的纸面的左方向), 设有与受检眼 E 相对向而配置的物镜部 8a。又, 在本体部 8 的检查者侧 (图 15 的纸面的右方向), 设有用于肉眼观察受检眼 E 眼底的目镜部 8b。

[0007] 而且, 本体部 8 上设有: 用以拍摄受检眼 E 眼底的静止图像的静止图像照相机 9; 及用以拍摄眼底的静止图像或动态图像的电视摄像机等摄像装置 10。该静止图像照相机 9 及摄像装置 10 分别可安装于本体部 8 或由本体部 8 脱离。

[0008] 静止图像照相机 9, 根据检查的目的或拍摄图像的保存方法等各种条件, 可以适当使用搭载有 CCD (Charge Coupled Device, 电荷耦合器件) 或 CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor, 互补金属氧化物半导体) 等摄像元件的数码相机 (digital camera)、胶片相机 (film camera)、一次成像相机 (instant camera) 等。在本体部 8 设有安装部 8c, 该安装部 8c 用于以可选择的方式安装上述的各种静止图像照相机 9。

[0009] 当静止图像照相机 9 或摄像装置 10 为数码摄像方式的装置时, 可将它们所拍摄的眼底图像的图像数据发送到连接于眼底相机 1000 的电脑等, 使该眼底图像显示在显示器上以进行观察。又, 可将图像数据发送到连接于眼底相机 1000 的图像记录装置以进行数据库 (database) 化, 例如, 作为用于制作电子病历簿的电子数据而使用。

[0010] 另外, 在本体部 8 的检查者侧设有触摸屏 11。该触摸屏 11 上显示根据从 (数字方式的) 静止图像照相机 9 或摄像装置 10 输出的图像信号而制作的受检眼 E 的眼底像。而且, 在该触摸屏 11 上, 使以其画面中央为原点的二维坐标系重叠显示在眼底像上。当检查者在画面上触摸所要的位置时, 显示与该触摸位置对应的坐标值。

[0011] 接着,参照图 16,说明眼底相机 1000 的光学系统的结构。眼底相机 1000 中设有:照亮受检眼 E 的眼底 Ef 的照明光学系统 100;以及将该照明光的眼底反射光引导向目镜部 8b、静止图像照相机 9、摄像装置 10 的拍摄光学系统 120。

[0012] 照明光学系统 100 包含观察光源 101、聚光镜 102、拍摄光源 103、聚光镜 104、激发滤光片 105 及 106、环形透光板 107、镜片 108、LCD(LiquidCrystal Display,液晶显示器)109、照明光圈 110、中继透镜 111、开孔镜片 112、物镜 113 而构成。

[0013] 观察光源 101 是由例如卤素灯而构成,输出用于眼底观察的固定光(fixed light)(连续光)。聚光镜 102 是用以将观察光源 101 发出的固定光(观察照明光)聚光,并使该观察照明光大致均匀地照射到眼底 EF 的光学元件。

[0014] 拍摄光源 103 由例如疝气灯而构成,在对眼底 Ef 进行拍摄时进行闪光。聚光镜 104 是用以将拍摄光源 103 所发出的闪光(拍摄照明光)聚光,并使拍摄照明光均匀地照射到眼底 Ef 的光学元件。

[0015] 激发滤光片 105、106 是在对眼底 Ef 的眼底像进行荧光拍摄时所使用的滤光片。该激发滤光片 105、106 分别通过螺线管(solenoid)等驱动机构(未图示)而可插拔地设置在光路上。激发滤光片 105 在 FAG(荧光素荧光造影)拍摄时配置在光路上。另一方面,激发滤光片 106 在 ICG(靛青绿荧光造影)拍摄时配置在光路上。另外,在进行彩色拍摄时,激发滤光片 105、106 一同从光路上退出。

[0016] 环形透光板 107 具备环形透光部 107a,该环形透光部 107a 配置在与受检眼 E 的瞳孔共轭的位置上,并以照明光学系统 100 的光轴为中心。镜片 108 使观察光源 101 或拍摄光源 103 所发出的照明光,向拍摄光学系统 120 的光轴方向反射。LCD109 显示用以进行受检眼 E 的视线固定的视线固定标(未图示)。

[0017] 照明光圈 110 是为了防闪(flare)等而阻挡一部分照明光的光圈构件。该照明光圈 110 可以在照明光学系统 100 的光轴方向上移动,因此,可以调整眼底 Ef 的照明区域。

[0018] 开孔镜片 112 是将照明光学系统 100 的光轴与拍摄光学系统 120 的光轴合成的光学元件。在开孔镜片 112 的中心区域开有孔部 112a。照明光学系统 100 的光轴与拍摄光学系统 120 的光轴在该孔部 112a 的大致中心位置交叉。物镜 113 设在本体部 8 的物镜部 8a 内。

[0019] 具有这样的结构的照明光学系统 100,是以下面所述的形态来照亮眼底 Ef。首先,在观察眼底时,点亮观察光源 101,输出观察照明光。该观察照明光经过聚光镜 102、104 而照射环形透光板 107(激发滤光片 105、106 从光路上退出)。通过环形透光板 107 的环形透光部 107a 的光由镜片 108 所反射,且经过 LCD109、照明光圈 110 及中继透镜 111,并由开孔镜片 112 反射。由开孔镜片 112 所反射的观察照明光在拍摄光学系统 120 的光轴方向上行进,经物镜 113 聚焦而射入受检眼 E,照亮眼底 Ef。

[0020] 此时,由于环形透光板 107 配置在与受检眼 E 的瞳孔共轭的位置上,因此在瞳孔上形成射入受检眼 E 的观察照明光的环状像。观察照明光的眼底反射光,通过该瞳孔上的环形像的中心暗部而从受检眼 E 射出。这样,可防止入射到受检眼 E 的观察照明光影响观察照明光的眼底反射光。

[0021] 另一方面,在拍摄眼底 Ef 时,拍摄光源 103 进行闪光,且拍摄照明光通过同样的路径而照射到眼底 Ef。另外,当进行荧光拍摄时,根据是进行 FAG 拍摄还是进行 ICG 拍摄,而

使激发滤光片 105 或 106 选择性地配置在光路上。

[0022] 接着,对拍摄光学系统 120 进行说明。拍摄光学系统 120 包含物镜 113、开孔镜片 112(的孔部 112a)、拍摄光圈 121、阻挡滤光片 122 及 123、倍率可变透镜 124、中继透镜 125、拍摄透镜 126、快速复原反射镜片(quickreturn mirror)127 及拍摄媒体 9a 而构成。此处,拍摄媒体 9a 是用于静止图像照相机 9 的任意的拍摄媒体(CCD 等拍摄元件、相机胶卷、一次成像胶卷等)。

[0023] 通过瞳孔上的环状像的中心暗部而自受检眼 E 射出的照明光的眼底反射光,通过开孔镜片 112 的孔部 112a 而入射至拍摄光圈 121。开孔镜片 112 的作用是反射照明光的角膜反射光,且不使角膜反射光混入到射入至拍摄光圈 121 的眼底反射光中。以此,可抑制观察图像或拍摄图像上产生闪烁(flare)。

[0024] 拍摄光圈 121 是形成有大小不同的多个圆形透光部的板状构件。多个透光部构成光圈值(F 值)不同的光圈,通过未图示的驱动机构,选择性地将一个透光部配置在光路上。

[0025] 阻挡滤光片 122、123 分别通过螺线管等的驱动机构(未图示)而可插拔地设置在光路上。在进行 FAG 拍摄时,使阻挡滤光片 122 配置在光路上,在进行 ICG 拍摄时,使阻挡滤光片 123 配置在光路上。而且,在进行彩色拍摄时,阻挡滤光片 122、123 一同从光路上退出。

[0026] 倍率可变透镜 124 可以通过未图示的驱动机构而在拍摄光学系统 120 的光轴方向上移动。以此,可以变更观察倍率或拍摄倍率,并可以进行眼底像的聚焦等。拍摄透镜 126 是使来自受检眼 E 的眼底反射光在拍摄媒体 9a 上成像的透镜。

[0027] 快速复原反射镜片 127 设置成可以通过未图示的驱动机构而绕着旋转轴 127a 进行旋转。当以静止图像照相机 9 进行眼底 Ef 的拍摄时,将斜设在光路上的快速复原反射镜片 127 向上方掀起,从而将眼底反射光引导向拍摄媒体 9a。另一方面,当通过摄像装置 10 进行眼底拍摄时或通过检查者的肉眼进行眼底观察时,以使快速复原反射镜片 127 斜设配置在光路上的状态,使眼底反射光朝向上方反射。

[0028] 拍摄光学系统 120 中更设有用以对由快速复原反射镜片 127 所反射的眼底反射光进行导向的向场(field)透镜(视场透镜)128、切换镜片 129、目镜 130、中继透镜 131、反射镜片 132、拍摄透镜 133 及摄像元件 10a。摄像元件 10a 是内设于摄像装置 10 中的 CCD 等摄像元件。在触摸屏 11 上,显示由摄像元件 10a 所拍摄的眼底图像 Ef'。

[0029] 切换镜片 129 与快速复原反射镜片 127 同样,能够以旋转轴 129a 为中心而旋转。该切换镜片 129 在通过肉眼进行观察时以斜设在光路上的状态,使眼底反射光朝向向接目镜 130 反射。

[0030] 又,当使用摄像装置 10 拍摄眼底图像时,将切换镜片 129 从光路上退出,而将眼底反射光导向摄像元件 10a。此时,眼底反射光经过中继透镜 131 后由镜片 132 反射,且由拍摄透镜 133 成像在摄像元件 10a 上。

[0031] 此种眼底相机 1000,是用以观察眼底 Ef 的表面,即,观察视网膜的状态的眼底观察装置。换言之,眼底相机 1000 是用于取得从受检眼 E 的角膜方向观察眼底 Ef 时的二维的眼底像的装置。另一方面,在视网膜的表面下具有多种深层组织,而且在深部存在称为脉络膜或巩膜的组织。先前以来,需要用于观察该些深层组织的技术,近年来,观察该些深层组织的装置之实用化已有进步(例如参照日本专利特开 2003-543 号公报,日本专利特开

2005-241464 号公报)。

[0032] 在日本专利特开 2003-543 号公报、日本专利特开 2005-241464 号公报中所揭示的眼底观察装置,是应用了所谓的 OCT(Optical Coherence Tomography, 光学相干断层成像)技术的装置(也称为光图像计测装置、光学相干断层成像装置等)。该眼底观察装置将低相干光分成两部分,将其中一部分(信号光)引导向眼底,将另一部分(参照光)引导向预定的参照物体,并且,对于将经过眼底的信号光与经过参照物体的参照光重叠而获得的干涉光进行检测以及分析,藉此,形成眼底表面以及深层组织的断层图像。又,光图像计测装置可依据多个断层图像以形成眼底的三维图像。另外,日本专利特开 2003-543 号公报中所揭示的光图像计测装置,一般称作傅立叶领域(Fourier Domain)OCT 等。

[0033] 傅立叶领域 OCT 是通过扫描信号光并照射眼底,形成断层图像,其具有沿着扫描线的深度方向的剖面。这种信号光的扫描称之为 B 扫描(例如参照非专利文件 1:NEDO workshop:“人体之“窗”,从眼底观察(诊断)体内”——驱使最新光学技术的生活习惯并的极早期诊断机器开发——,举办日:2005 年 4 月 25 日,互联网 URL:http://www.nedo.go.jp/informations/koubo/170627_2/besshi3.pdf)。

[0034] 另外,在形成眼底的三维图像时,沿着多数条扫描线执行 B 扫描,在藉此得到的多数个断层图像实施内插处理,产生三维图像数据。此三维图像数据与 X 射线 CT 装置等的医疗用图像诊断装置相同,被称之为立体数据(volume data)或立体像素(voxel)等,是一种在排列成三维的各立体像素中分配有图素数据(明亮、浓淡、颜色等的的数据,亮度值或 RGB 等)的形态的图像数据。三维图像显示成将立体数据加以绘制(rendering)而得到的、从预定的视线方向来看的仿真三维图像。而且,在本说明书中,将光图像计测装置所取得的图像称为 OCT 图像。

[0035] 为了详细掌握眼底状态(有无疾病等),希望参考眼底相机所得的图像、及由光图像计测装置所得的图像这两者。即,其原因在于,仅通过观察由眼底相机所得的眼底表面的图像,难以掌握脉络膜或巩膜等深层组织的详细状态,另一方面,仅通过观察由光图像计测装置所得的眼底图像,难以大范围地掌握眼底表面的详细状态。

[0036] 另外,为了综合地判断眼底状态,重要的是考虑到眼底表面状态和深层组织状态这两方面而判断病状等。即,其原因在于,为了提高判断病状等的准确度,希望能够参照更多的信息,而且,希望能够参照更多方面的信息。

[0037] 因此,须要使用能够取得眼底相机眼底图像及光图像计测装置的眼底图像这两者的眼底观察装置。尤其是,若使用能够同时拍摄上述两种眼底图像的装置,则可观察到拍摄其中一方眼底图像时另一方眼底图像的眼底状态,因此可进行更详细的诊断。

[0038] 当显示眼底相机及光图像计测装置这两者的图像时,希望呈现能够掌握双方图像的位置关系的信息。作为该信息,有效的是表示眼底相机眼底图像上的 OCT 图像的计测范围的图像(计测范围图像)等。作为计测范围图像,可使用表示特定尺寸的范围的图像(例如包围着数 mm× 数 mm 程度的范围的框之类的图像)等。

[0039] 当要显示这一类计测范围图像时,为了以高精度呈现双方图像的位置关系,须要根据各受检眼的特性而使眼底图像与计测范围图像的显示尺寸相互一致。

[0040] 作为影响显示尺寸的受检眼的特性,有眼轴长度等。各受检眼具有固定的眼轴长度。例如,轴性近视的受检眼的眼轴长度比健全眼更长,而轴性远视的受检眼的眼轴长度比

健全眼更短。

[0041] 先前的眼底观察装置,无法使眼底图像与计测范围图像的显示尺寸相互一致,且无法以高精度呈现眼底相机的图像与 OCT 图像的位置关系。

发明内容

[0042] 本发明是鉴于以上情况而完成的,其目的在于提供一种能够以高精度呈现眼底表面的二维图像与 OCT 图像的位置关系的眼底观察装置以及眼科图像显示装置。

[0043] [发明的效果]

[0044] 根据本发明,可依据记忆于记忆元件中的拍摄条件信息,使眼底表面的二维图像、与表示断层图像(OCT 图像)的计测区域范围的计测范围图像以相互一致的显示尺寸进行显示,因此,能够以高精度呈现眼底表面的二维图像与 OCT 图像的位置关系。

附图说明

[0045] 图 1 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的整体结构的一例的概略结构图。

[0046] 图 2 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中内设在眼底相机单元内的对准光学系统的结构的一例的概略结构图。

[0047] 图 3 是用于说明本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的对准动作的一例的概略图。

[0048] 图 4 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中内设在眼底相机单元内的扫描单元的结构的一例的概略结构图。

[0049] 图 5 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中 OCT 单元的结构的一例的概略结构图。

[0050] 图 6 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中演算控制装置的硬件结构的一例的概略方块图。

[0051] 图 7 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中的控制系统结构的一例的概略方块图。

[0052] 图 8 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中操作面板的外观结构的一例的概略图。

[0053] 图 9 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中演算控制装置的控制系统结构的一例的概略方块图。

[0054] 图 10 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的信号光的扫描形态的一例的概略图。图 10(A) 表示从信号光相对于受检眼的入射侧观察眼底时的信号光的扫描形态的一例。而且,图 10(B) 表示各扫描线上扫描点的排列形态的一例。

[0055] 图 11 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的信号光的扫描形态、以及沿着各扫描线而形成的断层图像形态的一例的概略图。

[0056] 图 12 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的使用形态的一例的流程图。

[0057] 图 13 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态中眼底图像以及计测范围图

像的显示形态的一例的概略图。

[0058] 图 14 是用于说明本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的变化例中眼内距离的演算形态的概略说明图。

[0059] 图 15 是表示先前的眼底观察装置（眼底相机）的外观结构的一例的概略侧面图。

[0060] 图 16 是表示先前的眼底观察装置（眼底相机）的内部结构（光学系统的结构）的一例的概略图。

[0061]	1	眼底观察装置
[0062]	1A	眼底相机单元
[0063]	8c	安装部
[0064]	10、12	拍摄装置
[0065]	100	照明光学系统
[0066]	101	观察光源
[0067]	103	拍摄光源
[0068]	120	拍摄光学系统
[0069]	134、136	分色镜
[0070]	140	LCD
[0071]	141	扫描单元
[0072]	141A、141B	检流计镜
[0073]	142	透镜
[0074]	150	OCT 单元
[0075]	151	连接部
[0076]	152	连接线
[0077]	152a、161、163、164、165	光纤
[0078]	160	低相干光源
[0079]	162	光耦合器
[0080]	174	参照镜片
[0081]	180	分光仪
[0082]	184	CCD
[0083]	190	半反射镜
[0084]	190A	对准光学系统
[0085]	190a	对准光源
[0086]	190b	导光体
[0087]	190c	反射镜
[0088]	190d	双孔光圈
[0089]	190e	中继透镜
[0090]	200	演算控制装置
[0091]	201	微处理器
[0092]	208	图像形成板
[0093]	208a	眼底图像形成板

[0094]	208b	OCT 图像形成板
[0095]	210	控制部
[0096]	211	主控制部
[0097]	212	图像记忆部
[0098]	213	信息记忆部
[0099]	213a	信号光路长度信息
[0100]	213b	参照光路长度信息
[0101]	213c	对准位置信息
[0102]	214	眼内距离演算部
[0103]	215	显示尺寸调整部
[0104]	220	图像形成部
[0105]	230	图像处理部
[0106]	240	用户接口
[0107]	240A	显示部
[0108]	240B	操作部
[0109]	241、242	镜片驱动机构
[0110]	243	参照镜片驱动机构
[0111]	400	眼底观察画面
[0112]	401	断层图像显示部
[0113]	402	眼底图像显示部
[0114]	L0	低相干光
[0115]	LR	参照光
[0116]	LS	信号光
[0117]	LC	干涉光
[0118]	R	扫描区域
[0119]	R'	计测范围图像
[0120]	R1 ~ Rm	扫描线
[0121]	R _{ij} (i = 1 ~ m, j = 1 ~ n)	扫描点
[0122]	G、G1 ~ Gm、Ga、Gb	断层图像 (的图像数据)
[0123]	G _{ij} (i = 1 ~ m, j = 1 ~ n)	深度方向的图像
[0124]	E	受检眼
[0125]	Ef	眼底
[0126]	Ef'	眼底图像 (眼底的表面的二维图像)
[0127]	Ec	角膜

具体实施方式

[0128] 以下参照图式对本发明的眼底观察装置以及眼底图像显示装置的较佳实施形态的一例进行详细说明。又,对于与先前同样的构成部分,使用与图 15、图 16 同样的符号。

[0129] [眼底观察装置的整体结构]

[0130] 如图 1 所示,眼底观察装置 1 包含与先前的眼底相机具有相同功能的眼底相机单元 1A、存储着光图像计测装置(OCT 装置)的光学系统的 OCT 单元 150、执行各种演算处理或控制处理等的演算控制装置 200 构成。

[0131] 连接线 152 的一端安装在 OCT 单元 150 上。该连接线 152 的另一端上安装有连接部 151。连接部 151 安装在图 15 所示的安装部 8c。而且,在连接线 152 的内部导通有光纤。OCT 单元 150 与眼底相机单元 1A 经过连接线 152 达成光学性连接。对于 OCT 单元 150 的详细结构,以下一边参照图 5 一边进行说明。

[0132] (眼底相机单元的结构)

[0133] 首先,参照图 1 至图 4 说明眼底相机单元 1A。眼底相机单元 1A 是一种基于以光学方式取得的数据(摄像装置 10、12 检测出的数据),形成受检眼的眼底的表面二维图像的装置,具有与图 15 所示先前的眼底相机 1000 大致相同的外观结构。而且,眼底相机单元 1A 与图 16 所示的先前的光学系统同样具备:照明光学系统 100,对受检眼 E 的眼底 Ef 进行照明;以及拍摄光学系统 120,将该照明光的眼底反射光引导向摄像装置 10。

[0134] 另外,在后面会详述,本实施形态的拍摄光学系统 120 的摄像装置 10 可检测具有近红外区域的波长的照明光。另外,在该拍摄光学系统 120 中,另外设有摄像装置 12,用以检测具有可视光区域的波长的照明光。而且,该拍摄光学系统 120 将由 OCT 单元 150 发出的信号光引导到眼底 Ef,并且将经过眼底 Ef 的信号光输出到 OCT 单元 150。

[0135] 照明光学系统 100 与先前同样,包含观察光源 101、聚光镜 102、拍摄光源 103、聚光镜 104、激发滤光片 105 及 106、环形透光板 107、镜片 108、液晶显示器 109、照明光圈 110、中继透镜 111、开孔镜片 112、物镜 113 而构成。

[0136] 观察光源 101 输出包含波长约 400nm~700nm 的范围的可视区域的照明光。另外,该拍摄光源 103 输出包含波长约 700nm~800nm 的范围的近红外区域的照明光。该拍摄光源 103 输出的近红外光,设定成较在 OCT 单元 150 使用的光的波长短(后面再述)。

[0137] 拍摄光学系统 120 包含物镜 113、开孔镜片 112(的孔部 112a)、拍摄光圈 121、阻挡滤光片 122 及 123、对焦透镜 124、中继透镜 125、拍摄透镜 126、分色镜 134、向场透镜(视场透镜)128、半反射镜 135、中继透镜 131、分色镜 136、拍摄透镜 133、摄像装置 10(摄像元件 10a)、反射镜片 137、拍摄透镜 138、摄像装置 12(摄像元件 12a)、透镜 139、及 LCD140 而构成。

[0138] 在本实施形态的拍摄光学系统 120 中,与图 16 所示的先前的拍摄光学系统 120 不同,设有分色镜 134、半反射镜片 135、分色镜 136、反射镜片 137、拍摄透镜 138、透镜 139 及 LCD140。

[0139] 分色镜 134 为用以反射照明光学系统 100 发出的照明光的眼底反射光(包含波长约 400nm~800nm 的范围),并且为可供来自 OCT 单元 150 的信号光(包含波长约 800nm~900nm 范围,后述)透过的构造。

[0140] 另外,分色镜 136,可透过由照明光学系统 100 输出的具有可视区域的波长的照明光(由观察光源 101 输出的波长约 400nm~700nm 的可视光),并可反射具有近红外区域的波长的照明光(由拍摄光源 103 输出的波长约 700nm~800nm 的近红外光)。

[0141] LCD140 有显示内部视线固定标的作用。由该 LCD140 的显示画面输出的光经透镜 139 聚光之后,由半反射镜 135 反射,通过向场透镜 128 反射到分色镜 136。然后,通过拍摄

透镜 126、中继透镜 125、对焦透镜 124、开孔镜片 112(的孔部 112a)、物镜 113 等,射入受检眼 E。由此,该视线固定标等投影到受检眼 E 的眼底 Ef。

[0142] 摄像元件 10a 为内设在电视相机等的摄像装置 10 内的 CCD 或 CMOS 等的摄像元件,特别是检测近红外光区域的波长的光(即,摄像装置 10 为对近红外光区域的光具有感度的红外线电视相机)。该摄像装置 10 输出图像信号,作为检测近红外光的结果。触摸屏 11 依据该图像信号来显示眼底 Ef 的表面的二维图像(眼底图像 Ef')。另外,该图像信号被送到演算控制装置 200,在其显示器(后述)显示眼底图像。又,使用该摄像装置 10 拍摄眼底时,可利用由照明光学系统 100 的拍摄光源 103 输出的近红外光区域的波长的照明光。

[0143] 另一方面,摄像元件 12a 为内设在电视相机等摄像装置 12 的 CCD 或 CMOS 等任意的摄像元件,特别是用于检测可视光区域波长的光(即,摄像装置 12 为对可视区域的光具有感度的电视相机)。该摄像装置 12 输出图像讯号,作为检测可视光的结果。该触摸屏 11 依据该图像讯号显示眼底 Ef 的表面的二维图像(眼底图像 Ef')。另外,该图像讯号被送到演算控制装置 200,在其显示器(后述)显示眼底图像。又,使用该摄像装置 12 拍摄眼底时,可利用例如从照明光系统 100 的观察光源 101 输出的可视光区域波长的照明光。

[0144] 本实施形态中的拍摄光学系统 120 中设有扫描单元 141 及透镜 142。扫描单元 141 具备如下结构,即,在眼底 Ef 上扫描从 OCT 单元 150 输出的光(信号光 LS,后述)。

[0145] 透镜 142 使来自 OCT 单元 150 且通过连接线 152 而受引导的信号光 LS 成为平行光束,并将其射入至扫描单元 141。而且,透镜 142 的作用为使经过扫描单元 141 而来的信号光 LS 的眼底反射光聚焦。

[0146] 图 4 中表示扫描单元 141 的具体结构的一例。扫描单元 141 包含检流计镜(galvanometer mirror)141A、141B 以及反射镜片 141C、141D 而构成。

[0147] 检流计镜 141A、141B 可以分别以旋转轴 141a、141b 为中心而旋转。旋转轴 141a、141b 以相互正交的方式而配设。在图 4 中,检流计镜 141A 的旋转轴 141a 配设为平行于该图的纸面,且检流计镜 141B 的旋转轴 141b 配设为正交于该图的纸面。即,检流计镜 141B 可以向图 4 中的两侧箭头所示方向旋转,检流计镜 141A 可以向正交于该两侧箭头的方向旋转。以此,该一对检流计镜 141A、141B 分别发挥作用,使信号光 LS 的反射方向变更为相互正交的方向。另外,检流计镜 141A、141B 的各个旋转动作是通过下述镜片驱动机构(参考图 7)而驱动。

[0148] 由检流计镜 141A、141B 所反射的信号光 LS,向与由反射镜片 141C、141D 所反射而入射至检流计镜 141A 时相同的方向行进。

[0149] 另外,如上所述,连接线 152 的内部导通有光纤 152a,该光纤 152a 的端面 152b 是与透镜 142 相对而配设。从该端面 152b 所射出的信号光 LS 朝向透镜 142 使束束束束径逐渐放大而行进,但通过该透镜 142 而成为平行光束。相反,经过眼底 Ef 的信号光 LS 通过该透镜 142 而朝向端面 152b 聚焦。

[0150] 半反射镜 190 倾斜设置于对焦透镜 124 和中继透镜 125 之间的光路上。半反射镜 190 的作用是将如图 2(A) 所示的对准光学系统 190A 的光路和拍摄光学系统 120 的光路(拍摄光路)进行合成。对准光学系统 190A 是将使用在相对于受检眼 E 的光学系统的定位的对准亮点,投影到受检眼 E 的光学系统。

[0151] 此对准亮点是使用于使受检眼 E 的角膜顶点与光学系统 100、120 的光轴一致的对

准（图 1 所示的 xy 方向的对准）以及受检眼 E 和光学系统 100、120 之间的距离（图 1 的 z 轴；走行距离（working distance）；受检眼 E 的角膜（顶点）和物镜 113 之间的距离）的对准的双方（例如，参照日本专利特开平 11-4808 号公报）。

[0152] 如图 2(A) 所示，对准光学系统 190A 以包含半反射镜 190、例如由输出近红外光等的光（对准光）的 LED 等所构成的对准光源 190a、导光体 190b、反射镜 190c、双孔光圈 190d 以及中继透镜 190e 而构成。

[0153] 双孔光圈 190d 如图 2(B) 所示，具有两个孔部 190d1、190d2。孔部 190d1、190d2 例如是形成在相对于例如圆盘状的双孔光圈 190d 的中心位置 190d3 的对称位置上。双孔光圈 190d 配设成该中心位置 190d3 位于对准光学系统 190A 的光轴上。

[0154] 从导光体 190b 的射出端 190 β 射出的对准光被反射镜 190c 反射，导入到双孔光圈 190d。通过双孔光圈 190d 的孔部 190d1、190d2 的对准光（的一部分）经由中继透镜 190e，被半反射镜 190 反射，导入至开孔镜片 112。此时，中继透镜 190e 使导光体 190b 的射出端 190 β 的像，在开孔镜片 112 的孔部 112a 的中央位置（拍摄光学系统 120 的光轴上的位置）上，进行中间成像。通过开孔镜片 112 的孔部 112a 的对准光通过物镜 113，被投影到受检眼 E 的角膜上。

[0155] 在此，当受检眼 E 与眼底相机单元 1A（物镜 113）的位置关系为适当的情况下，即，受检眼 E 与眼底相机单元 1A（物镜 113）之间的距离（即，走行距离）为适当的且眼底相机单元 1A 的光学系统的光轴和受检眼 E 的眼轴（角膜顶点位置）是（几乎）一致的情况下，由双孔光圈 190d 所形成的两个光束（对准光束）投影到受检眼 E，以在角膜顶点和角膜曲率中心的中间位置分别成像。

[0156] 两个对准光束（对准光）的角膜反射光通过拍摄光学系统 120，被摄像元件 10a 接收。摄像元件 10a 产生的摄像图像显示在触摸屏 11 或演算控制装置 200 的显示器（后述）等的显示器上。此时的对准光的显示形态如图 3 所示。

[0157] 图 3 中的符号 S 表示具有括号形状的尺标（scale），符号 P1、P2 表示两个对准光束的受光像（对准亮点）。还有，尺标 S 是以其中心位置与拍摄光学系统 120 的光轴一致的方式而显示在触摸屏 11 上。

[0158] 当受检眼 E 的位置和眼底相机单元 1A 的位置在上下方向（y 方向）或左右方向（x 方向）偏移的情况下，如图 3(A) 所示，对准亮点 P1、P2 显示在相对于尺标 S 向上下方向或左右方向偏移的位置上。另外，在该走行距离不适当的情况下，对准亮点 P1、P2 分别显示在个别的位置上。

[0159] 另一方面，在受检眼 E 与眼底相机单元 1A 的 xy 方向的位置是一致的而且该走行距离为适当的情况下，对准亮点 P1、P2 则如图 3(B) 所示，以彼此重叠的状态，显示在尺标 S 内。检测者以使对准亮点 P1、P2 彼此重叠的方式，并且使其显示在尺标 S 内的方式，对受检眼 E 与眼底相机单元 1A 的位置关系进行调整，藉此进行对准。

[0160] （OCT 单元的结构）

[0161] 接着，参照图 5 来说明 OCT 单元 150 的结构。如同图 5 所示，OCT 单元 150 是一种装置，其基于利用光学扫描所取得的数据（利用后述的 CCD 184 检测出的数据），形成前述眼底的断层图像，是与旧有的光图像计测装置大致相同的光学系统，亦即具备：干涉计，将从光源输出的光分割成参照光和信号光，将经过参照物体的参照光和经过被测定物体（眼

底 Ef) 的信号光进行重叠,以产生干涉光;以及将作为检测该干涉光的结果的信号输出到演算控制装置 200 的元件。演算控制装置 200 分析此信号,以形成被测定物体(眼底 Ef) 的图像。

[0162] 低相干光源 160 是由输出低相干光 L0 的超级发光二极管(SLD,superluminescent diode) 或发光二极管(LED,light-emitting diode) 等的宽带光源所构成。该低相干光 L0 例如具有近红外区域的波长,并且具有数十微米左右的时相性的相干长度的光。从该低相干光源 160 输出的低相干光 L0,具有比眼底相机单元 1A 的照明光(波长约 400nm~800nm) 更长的波长,例如含有约 800nm~900nm 范围的波长。

[0163] 从低相干光源 160 所输出的低相干光 L0,例如通过由单模光缆(single-mode fiber) 或极化保持光纤(polarization maintaining fiber) 所构成的光纤 161,被引导向光耦合器(coupler) 162。由该光耦合器 162 将该低相干光源 L0 分割为参照光 LR 与信号光 LS。

[0164] 另外,光耦合器 162 具有分割光的元件(分光器,splitter) 及重叠光的元件(耦合器) 双方的功能,但惯用名叫“光耦合器”。

[0165] 从光耦合器 162 发生的参照光 LR,被由单模光纤等构成的光纤 163 引导,从光纤端面射出。所射出的参照光 LR 通过准直透镜 171,成为平行光束后,经过玻璃块 172 及密度滤光片 173,并借由参照镜片 174(参照物体) 而反射。

[0166] 由参照镜片 174 所反射的参照光 LR 再次经过密度滤光片 173 及玻璃块 172,并通过准直透镜 171 而在光纤 163 的光纤端面上聚光。所聚光的参照光 LR 通过光纤 163 而被引导向光耦合器 162。

[0167] 另外,玻璃块 172 及密度滤光片 173,是作为用以使参照光 LR 与信号光 LS 的光路长度(光学距离) 一致的延迟元件而发挥作用,而且作为用以使参照光 LR 与信号光 LS 的色散特性一致的元件而发挥作用。

[0168] 又,参照镜 174 为可沿参照光 LR 的行进方向(图 5 所示的箭头方向) 而移动的构造。因此,能够对应受检眼 E 的眼轴长度,以确保参照光 LR 的光路长度。另外,该参照镜 174 的移动可利用含有马达等的驱动装置的驱动机构(后述的参照镜片驱动机构 243,参照图 7) 来进行。

[0169] 另一方面,从光耦合器 162 发生的信号光 LS,由单模光纤等构成的光纤 164 引导至连接线 152 的端部。在连接线 152 的内部导通有光纤 152a。此处,光纤 164 与光纤 152a 可以由单一的光纤而构成,而且,也可以是将各个端面接合而一体形成的光纤。总之,光纤 164、152a 只要可以在眼底相机单元 1A 与 OCT 单元 150 之间传送信号光 LS 即可。

[0170] 信号光 LS 在连接线 152 内部被引导而被导向眼底相机单元 1A。而且,信号光 LS 经过透镜 142、扫描单元 141、分色镜 134、拍摄透镜 126、中继透镜 125、对焦透镜 124、拍摄光圈 121、开孔镜片 112 的孔部 112a 及物镜 113,而入射至受检眼 E(此时,如下所述,阻挡滤光片 122、123 分别从光路中退出)。

[0171] 射入至受检眼 E 的信号光 LS 在眼底(视网膜)Ef 上成像并反射。此时,信号光 LS 不仅被眼底 Ef 的表面反射,也到达眼底 Ef 的深部区域并在折射率边界上产生散射。以此,经过眼底的信号光 LS 成为包含反映眼底 Ef 的表面形态的信息、及反映眼底 Ef 的深层组织的折射率边界的背后散射(backscattering) 状态的信息的光。将该光简称为“信号光 LS”。

的眼底反射光”。

[0172] 信号光 LS 的眼底反射光向上述路径的相反方向行进,在光纤 152a 的端面 152b 上聚光,通过该光纤 152 而入射至 OCT 单元 150,并通过光纤 164 而返回到光耦合器 162。光耦合器 162 使该信号光 LS 与由参照镜片 174 所反射的参照光 LR 重叠,产生干涉光 LC。所产生的干涉光 LC 通过单摸光纤等构成的光纤 165,被引导向分光仪 180。

[0173] 分光仪 (spectrometer) 180 包含准直透镜 181、衍射光栅 182、成像透镜 183 与 CCD (Charge Coupled Device, 电荷耦合器件) 184 而构成。本实施形态的衍射光栅 182 是透过型衍射光栅,但当然也可以使用反射型衍射光栅。而且,当然也可以应用其它光检测元件来代替 CCD 184。

[0174] 入射至分光仪 180 的干涉光 LC 通过准直透镜 181 而成为平行光束之后,被衍射光栅 182 分光 (光谱分解)。已分光的干涉光 LC 通过成像透镜 183 而在 CCD 184 的摄像面上成像。CCD 184 接收该干涉光 LC 并将其转换为电气检测信号,且将该检测信号输出到演算控制装置 200 中。

[0175] (演算控制装置的结构)

[0176] 其次,说明演算控制装置 200 的构造。演算控制装置 200 进行以下处理:分析由 OCT 单元 150 的分光仪 180 的 CCD 184 输入的检测信号,形成受检眼 E 的眼底 Ef 的断层图像。此时的分析方法与先前的傅立叶区域 OCT 的方法相同。

[0177] 另外,演算控制装置 200 进行以下处理:依据由眼底相机单元 1A 的摄像装置 10、12 输出的图像信号,形成表示眼底 Ef 的表面 (网膜) 形态的二维图像 (的图像数据)。

[0178] 而且,演算控制装置 200 执行眼底相机单元 1A 以及 OCT 单元 150 的各部分的控制。

[0179] 作为眼底相机单元 1A 的控制,例如进行观察光源 101 或拍摄光源 103 的照明光的输出控制、激发滤光片 105、106 或阻挡滤光片 122、123 在光路上的插入 / 退出动作的控制、液晶显示器 140 的显示动作的控制、照明光圈 110 的移动控制 (光圈值的控制)、拍摄光圈 121 的光圈值的控制、对焦透镜 124 的移动控制、对准光源 190a 的点亮 / 熄灭动作的控制、扫描单元 141 内的检流计镜 141A、141B 的旋转动作的控制等。

[0180] 另一方面,OCT 单元 150 的控制,是指进行低相干光源 160 的低相干光的输出控制、参照镜 174 的移动控制、CCD 184 的蓄积时间的控制等。

[0181] 参照图 6,对如上所述发挥作用的演算控制装置 200 的硬件结构的一例进行说明。演算控制装置 200 具备与先前的电脑同样的硬件结构。具体而言,包含微处理器 201 (CPU、MPU 等)、RAM 202、ROM 203、硬盘驱动器 (HDD, Hard Disk Driver) 204、键盘 205、鼠标 206、显示器 207、图像形成板 208 及通信接口 (I/F) 209。这些硬件结构的各个部分是通过总线 200a 而连接。

[0182] 微处理器 201 将存储在硬盘驱动器 204 中的控制程序 204a 展开到 RAM 202 上,以此在本实施形态中执行特征性动作。

[0183] 而且,CPU 201 执行上述装置各部分的控制、或各种运算处理等。而且,执行与来自键盘 205 或鼠标 206 的操作信号对应的装置各个部分的控制、显示器 207 的显示处理的控制、通信接口 209 的各种数据或控制信号等的发送接收处理的控制等。

[0184] 键盘 205、鼠标 206 及显示器 207 是作为眼底观察装置 1 的用户接口而发挥作用。键盘 205 是作为用以键入字符或数字等的设备而使用。鼠标 206 是作为用以对显示器 207

的显示画面进行各种输入操作的设备而使用。

[0185] 而且,显示器 207 是 LCD(Liquid Crystal Display,液晶显示器)或 CRT(Cathode Ray Tube,阴极射线管)等任意的显示设备,其显示由眼底观察装置 1 所形成的眼底 Ef 的图像,或显示各种操作画面或设定画面等。

[0186] 另外,眼底观察装置 1 的用户接口并不限定于这样的结构,也可以使用例如轨迹球(track ball)、控制杆、触摸面板式 LCD、用于眼科检查的控制面板等具备显示输出各种信息的功能以及输入各种信息的功能的任意用户接口机构而构成。

[0187] 图像形成板 208 为处理形成受检眼 E 的眼底 Ef 的图像(图像数据)的专用电子电路。在该图像形成板 208 设有眼底图像形成板 208a 及 OCT 图像形成板 208b。

[0188] 眼底图像形成板 208a 为执行以下动作的专用电子电路,即,依据眼底相机单元 1A 的摄像装置 10,或摄像装置 12 的图像信号而形成眼底图像的图像数据。

[0189] OCT 图像形成板 208b 为执行以下动作的专用电子电路,即,依据 OCT 单元 150 的分光仪 180 的 CCD184 的检测信号而形成眼底 Ef 的断层图像的图像数据。

[0190] 因设有上述的图像形成板 208,可提高形成眼底图像和断层图像的图像数据的处理的处理速度。

[0191] 通信接口 209 进行以下处理:将来自微处理器 201 的控制信号发送到眼底相机单元 1A 或 OCT 单元 150。另外,通信接口 209 进行以下的处理:接收由眼底相机单元 1A 的摄像装置 10、12 输出的图像信号、或接收从 OCT 单元 150 的 CCD184 输出的检测信号,以输入到图像形成板 208。此时,通信接口 209 的动作为将来自摄像装置 10、12 的图像信号输入到眼底图像形成板 208a,将来自 CCD184 的检测信号输入到 OCT 图像形成板 208b。

[0192] 而且,当演算控制装置 200 连接于 LAN(Local Area Network,局域网)或互联网等网络时,在通信接口 209 中可以具备局域网卡等网络适配器(network adapter)或调制解调器(modem)等通信设备,并能够经过该网络而进行数据通信。此时,可以将用于存储控制程序 204a 的服务器(server)设置在网络上,并且,将演算控制装置 200 构成为该服务器的客户终端而执行本发明的处理。

[0193] (控制系统的结构)

[0194] 参照图 7~图 9,对具有如上所述结构的眼底观察装置 1 的控制系统的结构进行说明。在图 7 所示的方块图中,特别记载在眼底观察装置 1 具备的结构中与本实施形态的特征性动作和处理相关的部分。图 8 中记载设置在眼底相机单元 1A 中的操作面板 3a 的结构的一例。在图 9 所示的方块图中,记载着演算控制装置 200 的详细结构。

[0195] (控制部)

[0196] 眼底观察装置 1 的控制系统是以演算控制装置 200 的控制部 210 为中心而构成的。控制部 210 包含 CPU201、RAM202、ROM203、硬盘驱动器 204(控制程序 204a)、通信接口 209 等而构成。

[0197] 控制部 210 通过根据控制程序 204a 而动作的微处理器 201,执行上述各种控制处理。尤其是,执行对用于使检流计镜 141A、141B 分别独立而动作的眼底相机单元 1A 的镜片驱动机构 241、242 的控制、使参照镜片 174 在参照光 LR 的行进方向上移动的参照镜片驱动机构 243 的控制、对准光源 190a 的动作(点亮/熄灭)的控制等。

[0198] 而且,控制部 210 执行如下控制:用以将由眼底观察装置 1 所拍摄的两种图像,即,

通过眼底相机单元 1A 所获得的眼底 Ef 表面的二维图像（眼底图像 Ef'）、以及基于由 OCT 单元 150 所获得的检测信号而形成的眼底 Ef 的断层图像（或依据断层图像而形成的三维图像），显示在用户接口（UI）240 的显示部 207 上。该些图像可分别在显示器 207 上显示，也可以并排同时显示。另外，对于控制部 210 的详细结构，参照图 9 在后面叙述。

[0199] （图像形成部）

[0200] 图像形成部 220 进行依据眼底相机单元 1A 的摄像装置 10、12 的图像信号而形成眼底图像的图像数据的处理，以及依据 OCT 单元 150 的 CCD184 的检测信号而形成眼底 Ef 的断层图像的图像数据的处理。图像形成部 220 为包含图像形成板 208 或通信接口 209 等而构成。另外，本说明书中，有时也将“图像”和与其对应的“图像数据”视作相同。

[0201] （图像处理部）

[0202] 图像处理部 230 为进行对图像形成部 220 形成的图像的图像数据，实施各种图像处理的装置。例如，依据基于来自 OCT 单元 150 的检测信号的眼底 Ef 的断层图像，以进行形成眼底 Ef 的三维图像的图像数据的处理，或进行图像的亮度调整等的各种补正处理等。

[0203] 在此，所谓的三维图像的图像数据是将排列成三维的多数个立体像素（voxel）分别赋予像素值而构成的一种图像数据，也称为立体数据（volumndata）、voxel 数据等。在显示基于立体数据的图像时，图像处理部 230 的作用为，对此立体数据进行绘制（rendering）处理（立体绘制或 MIP（Maximum Intensity Projection：最大强度投影）等），以形成从特定视线方向观看时的仿真三维图像的图像数据。基于此图像数据的仿真三维图像则显示在显示器 207 等的显示装置上。

[0204] （用户接口）

[0205] 如图 9 所示，用户接口（User Interface, UI）240 具备由显示器 207 等的显示装置所构成的显示部 240A、以及由键盘 205 或鼠标 206 等输入设备或操作设备所构成的操作部 240B。

[0206] （操作面板）

[0207] 对眼底相机单元 1A 的操作面板 3a 进行说明。例如，如图 15 所示，此操作面板 3a 是配设在眼底相机单元 1A 的台架 3 上。本实施形态的操作面板 3a 与在背景技术段落中所说明的旧有结构不同，其设置有：为了取得眼底 Ef 的表面二维图像而于操作要求的输入时所使用的操作部；以及为了取得眼底 Ef 的断层图像而于操作输入时所使用的操作部（旧有结构只有前者的操作部）。藉此，也可以与操作旧有的眼底摄影机时相同的要领，进行一种与取得 OCT 图像相关的操作。

[0208] 如图 8 所示，在本实施形态的操作面板 3a，设置有菜单（menu）切换键 301、分割（split）切换键 302、摄影光量切换键 303、观察光量切换键 304、颞托切换键 305、摄影切换键 306、变焦（zoom）切换键 307、图像替换切换键 308、固定视线标替换切换键 309、固定视线标位置调整切换键 310、固定视线标尺寸替换切换键 311 以及模式替换旋钮 312。

[0209] 菜单切换键 301 是一种切换键，其用来操作以显示用户所选择指定的各种菜单（眼底 Ef 的表面二维图像或断层图像等摄影时的摄影菜单，为了进行各种设定输入的设定菜单等等）的预定菜单画面。当操作此菜单切换键 301，其操作信号输入到控制部 210。控制部 210 对应此操作信号的输入，使菜单画面显示在触摸屏 11 或显示部 240A。另外，在眼底相机单元 1A 上设置控制部（未图标），也可以使该控制部将菜单画面显示在触摸屏 11

上。

[0210] 分割切换键 302 是用在切换对焦用的裂像亮线（参照如日本专利特开平 9-66031 等，也称为裂像视标或裂像标记等）的点亮与熄灭的切换。另外，使此裂像亮线投影在受检眼 E 上的结构（裂像亮线投影部），例如是放置在眼底相机单元 1A 内（在图 1 中被省略）。当操作该分割切换键 302 时，该操作信号输入到控制部 210（或眼底相机单元 1A 内的上述控制部，以下也相同）。控制部 210 对应该操作信号的输入，控制该裂像亮线投影部，使裂像亮线投影到受检眼 E。

[0211] 摄影光量切换键 303 是一种切换键，其操作用来对应受检眼 E 的状态（例如水晶体的混浊度等）等，调整一摄影光源 103 的输出光量（摄影光量）。在此摄影光量切换键 303 设有：例如，用于增加摄影光量的摄影光量增加切换键“+”、用于减少摄影光量的摄影光量减少切换键“-”以及用于将摄影光量设定在预定的初始值（内设值）的复位（reset）切换键（中央按钮）。当操作该摄影光量切换键 303 中的一个，则该操作信号输入到控制部 210。控制部 210 对应该输入的操作信号，控制该摄影光源 103，以调整摄影光量。

[0212] 观察光量切换键 304 是一种切换键，被操作用来调整观察光源 101 的输出光量（观察光量）。在此观察光量切换键 304 设有例如用于增加观察光量的观察光量增加切换键“+”和用于减少观察光量的摄影光量减少切换键“-”。当操作观察光量切换键 304 中的一个，则该操作信号输入到控制部 210。控制部 210 对应所输入的操作信号，控制该观察光源 101，以调整上述的观察光量。

[0213] 颞托切换键 305 是让图 15 所示的颞托 6 的位置进行移动的切换键。在颞托切换键 305 设置有例如使颞托 6 向上移动的向上移动切换键（向上的三角形）和使颞托向下移动的向下切换键（向下的三角形）。当操作颞托切换键 305 中的一个，则该操作信号输入到控制部 210。控制部 210 对应该输入的操作信号，控制颞托移动机构（未图标），使颞托 6 往上方或下方移动。

[0214] 摄影切换键 306 是一种切换键，作为触发键（trigger switch）而使用，用来取得眼底 Ef 的表面二维图像或眼底 Ef 的断层图像。当摄影二维图像的菜单被选择时，若摄影切换键 306 被操作，接受该操作信号的控制部 210 会控制该摄影光源 103 而使摄影照明光输出，同时基于从检测该眼底反射光的摄像装置 10 所输出的图像信号，使眼底 Ef 的表面二维图像显示在显示部 240A 或触摸屏 11。另一方面，当取得断层图像的菜单被选择时，若摄影切换键 306 被操作，则接受该操作信号的控制部 210 会控制低相干光源 160 而使低相干光 L0 输出，控制检流计镜 141A、141B 并使信号光 LS 扫描，同时基于已检测出干涉光 LC 的 CCD184 所输出的检测信号，使图像形成部 220（及图像处理部 230）所形成的眼底 Ef 断层图像显示在显示部 240A 或触摸屏 11。

[0215] 变焦切换键 307 是一种切换键，被操作用来变更眼底 Ef 的摄影时的画角（变焦倍率）。在每次操作此变焦切换键 307 时，例如交替地设定成摄影画角为 45 度和 22.5 度。当操作此变焦切换键 307，则接受该操作信号的控制部 210 控制未图标的倍率可变透镜驱动机构，使倍率可变透镜 124 在光轴方向上移动，以变更摄影画角。

[0216] 图像切换键 308 是一种被操作用来切换显示图像的切换键。当眼底观察图像（基于来自摄像装置 12 的图像信号的眼底 Ef 的表面二维图像）显示在显示部 240A 或触摸屏 11 时，若操作图像切换键 308，则接受此操作信号的控制部 210 使眼底 Ef 的断层图像显示

在显示部 240A 或触摸屏 11。另一方面,当眼底 Ef 的断层图像显示在显示部 240A 或触摸屏 11 时,若操作图像切换键 308,则接受此操作信号的控制部 210 使眼底观察图像显示在显示部 240A 或触摸屏 11。

[0217] 固定视线标替换切换键 309 是被操作用来对利用 LCD 的内部固定视线标的显示位置(即,在眼底 Ef 的内部固定视线标的投影位置)进行切换的切换键。通过操作此固定视线标替换切换键 309,使内部固定视线标的显示位置例如在“为了取得眼底中心的周边区域的图像的固定视线位置”、“为了取得黄斑的周边区域的图像的固定视线位置”、“为了取得视神经乳突的周边区域的图像的固定视线位置”之间做巡回替换。控制部 210 对应来自固定视线标替换切换键 309 的操作信号,使内部固定视线标显示在 LCD140 的显示面上的相异位置。另外,对应上述三个固定视线位置的内部固定视线标的显示位置是例如基于临床数据而预先设定的,或者是对每个受检眼 E(眼底 Ef 的图像)事先设定。

[0218] 固定视线标位置调整切换键 310 是被操作用来调整内部固定视线标的显示位置的切换键。在此固定视线标位置调整切换键 310 上设置有:例如使内部固定视线标的显示位置往上方移动的上方移动切换键、使往下方移动的下方移动切换键、使往左方移动的左方移动切换键、使往右方移动的右方移动切换键、使移动到预定的初始位置(内设(default)位置)的复位切换键。控制部 210 当接受到来自上述任一切换键的操作信号时,对应该操作信号来控制 LCD140,藉此使内部固定视线标的显示位置移动。

[0219] 固定视线标尺寸替换切换键 311 是被操作用来变更内部固定视线标的尺寸的切换键。当操作此固定视线标尺寸替换切换键 311,则接受该操作信号的控制部 210 变更显示在 LCD140 上的内部固定视线标的显示尺寸。内部固定视线标的显示尺寸例如在“一般尺寸”和“加大尺寸”之间交替切换。藉此,变更投影在眼底 Ef 的固定视线标的投影像的尺寸。控制部 210 当接受到来自固定视线标尺寸替换切换键 311 的操作信号,则对应该操作信号来控制 LCD140,藉此变更内部固定视线标的显示尺寸。

[0220] 模式替换旋钮 312 是一种被旋转操作的旋钮、用以选择各种摄影模式(对眼底 Ef 的二维图像进行摄影用的眼底摄影模式、进行信号光 LS 的 B 扫描用的 B 扫描模式、使信号光 LS 进行三维扫描用的三维扫描模式等等)。另外,此模式替换旋钮 312 也可以选择再生模式,其用以对取得的眼底 Ef 二维图像或断层图像进行再生显示。另外,也可以选择摄影模式,其控制成在信号光 LS 的扫描后立刻进行眼底摄影。进行上述各模式的控制是由控制部 210 执行。

[0221] 以下,分别说明利用控制部 210 所进行的信号光 LS 的扫描的控制形态,以及利用图像形成部 220 与图像处理部 230 对 OCT 单元 150 的检测信号的处理状态。另外,图像形成部 220 等对眼底相机单元 1A 的图像信号的处理,与先前的处理相同,故省略。

[0222] (关于信号光的扫描)

[0223] 信号光 LS 的扫描如上所述,是通过变更眼底相机单元 1A 的扫描单元 141 的检流计镜 141A、141B 的反射面的朝向而进行。控制部 210 分别控制镜片驱动机构 241、242,以此分别变更检流计镜 141A、141B 的反射面的朝向,从而在眼底 Ef 上扫描信号光 LS。

[0224] 当变更检流计镜 141A 的反射面的朝向时,在眼底 Ef 的水平方向上(图 1 的 x 方向)扫描该信号光 LS。另一方面,当变更检流计镜 141B 的反射面的朝向时,在眼底 Ef 的垂直方向(图 1 的 y 方向)上扫描信号光 LS。而且,同时变更检流计镜 141A、141B 两者的反

射面的朝向,以此可以在将 x 方向与 y 方向合成的方向上扫描信号光 LS。即,通过控制这两个检流计镜 141A、141B,可以在 xy 平面上的任意方向上扫描信号光 LS。

[0225] 图 10 表示用以形成眼底 Ef 的图像的信号光 LS 的扫描形态的一例。图 10(A) 表示从信号光 LS 入射至受检眼 E 的方向来观察眼底 Ef(也就是从图 1 的 -z 方向观察 +z 方向)时,信号光 LS 的扫描形态的一例。而且,图 10(B) 表示眼底 Ef 上的各扫描线上扫描点(进行图像计测的位置)的排列形态的一例。

[0226] 如图 10(A) 所示,在预先设定的矩形扫描区域 R 内扫描信号光 LS。在该扫描区域 R 内,在 x 方向上设定有多条(m 条)扫描线 R1 ~ Rm。当沿着各扫描线 Ri($i = 1 \sim m$) 扫描信号光 LS 时,产生干涉光 LC 的检测信号。

[0227] 此处,将各扫描线 Ri 的方向称为“主扫描方向”,将与该方向正交的方向称为“副扫描方向”。因此,在主扫描方向上扫描该信号光 LS 是通过变更检流计镜 141A 的反射面的朝向而进行,在副扫描方向上的扫描是通过变更检流计镜 141B 的反射面的朝向而进行。

[0228] 在各扫描线 Ri 上,如图 10(B) 所示,预先设定有多个(n 个)扫描点 Ri1 ~ Rin。

[0229] 为了执行图 10 所示的扫描,控制部 210 首先控制检流计镜 141A、141B,将对眼底 Ef 的信号光 LS 的入射目标设定为第 1 扫描线 R1 上的扫描开始位置 RS(扫描点 R11)。接着,控制部 210 控制低相干光源 160,使低相干光 L0 闪光,并使信号光 LS 入射到扫描开始位置 RS。CCD184 接收该信号光 LS 的扫描开始位置 RS 上因眼底反射光而来的干涉光 LC,并将检测信号输出至控制部 210。

[0230] 接着,控制部 210 控制检流计镜 141A,并在主扫描方向上扫描信号光 LS,将该入射目标设定为扫描点 R12,使低相干光 L0 闪光而使信号光 LS 入射到扫描点 R12。CCD184 接收该信号光 LS 的扫描点 R12 上基于眼底反射光而来的干涉光 LC,并将检测信号输出至控制部 210。

[0231] 控制部 210 同样,一边将信号光 LS 的入射目标依次移动为扫描点 R13、R14、...、R1(n-1)、R1n,一边在各扫描点上使低相干光 L0 闪光,以此而与各扫描点的干涉光 LC 相对地获取从 CCD184 所输出的检测信号。

[0232] 当第 1 扫描线 R1 的最后的扫描点 R1n 上的计测结束时,控制部 210 同时控制检流计镜 141A、141B,使信号光 LS 的入射目标沿着换线扫描 r 而移动到第 2 扫描线 R2 的最初的扫描点 R21 为止。而且,对该第 2 扫描线 R2 的各扫描点 R2j($j = 1 \sim n$) 进行上述计测,以此分别获取对应于各扫描点 R2j 的检测信号。

[0233] 同样,分别对第 3 扫描线 R3、...、第 m-1 扫描线 R(m-1)、第 m 扫描线 Rm 进行计测,从而获取对应于各扫描点的检测信号。另外,扫描线 Rm 上的符号 RE 是对应于扫描点 Rmn 的扫描结束位置。

[0234] 以此,控制部 210 获取对应于扫描区域 R 内的 $m \times n$ 个扫描点 Rij($i = 1 \sim m, j = 1 \sim n$) 的 $m \times n$ 个检测信号。以下,将对应于扫描点 Rij 的检测信号表示为 Dij。

[0235] 如上所述的扫描点的移动与低相干光 L0 的输出的连动控制,例如,可以通过使控制信号相对于镜片驱动机构 241、242 的发送时序(timing)、与控制信号(输出请求信号)相对于低相干光源 160 的发送时序互相同步而实现。

[0236] 当控制部 210 如上所述使各检流计镜 141A、141B 动作时,存储有各扫描线 Ri 的位置或各扫描点 Rij 的位置(xy 坐标系中的坐标),作为表示其动作内容的信息。该存储内容

（扫描位置信息）与先前同样用于图像形成处理中。

[0237] （关于图像处理）

[0238] 以下，针对图像形成部 220 及图像处理部 230 的 OCT 图像的相关处理的一例进行说明。

[0239] 图像处理部 220 执行沿着各扫描线 R_i （主扫描方向）的眼底 E_f 的断层图像的形成处理。另外，图像处理部 230 进行基于图像形成部 220 形成的断层图像的眼底 E_f 的三维图像的形成处理等。

[0240] 图像形成部 220 的断层图像的形成处理与先前同样，包含两阶段的运算处理。在第 1 阶段的运算处理，根据对应于各扫描点 R_{ij} 的检测信号 D_{ij} ，以形成在该扫描点 R_{ij} 的眼底 E_f 的深度方向（图 1 所示 z 方向）的图像。

[0241] 图 11 表示由图像处理部 220 所形成的断层图像（群）的形态。在第 2 阶段的运算处理中，对于各扫描线 R_i ，根据其上的 n 个扫描点 $R_{i1} \sim R_{in}$ 上的深度方向的图像，形成沿着该扫描线 R_i 的眼底 E_f 的断层图像 G_i 。此时，图像形成部 220 参照各扫描点 $R_{i1} \sim R_{in}$ 的位置信息（上述扫描位置信息），决定各扫描点 $R_{i1} \sim R_{in}$ 的排列及间隔，并形成该扫描线 R_i 。经过以上的处理，可获得副扫描方向（ y 方向）的不同位置上的 m 个断层图像（断层图像群） $G_1 \sim G_m$ 。

[0242] 接着，说明图像处理部 230 的眼底 E_f 的三维图像的形成处理。眼底 E_f 的三维图像是根据通过上述运算处理所获得的 m 个断层图像而形成。图像处理部 230 进行在邻接的断层图像 G_i 、 $G_{(i+1)}$ 之间内插图像的众所周知的内插处理等，从而形成眼底 E_f 的三维图像。

[0243] 此时，图像处理部 230 参照各扫描线 R_i 的位置信息而决定各扫描线 R_i 的排列及间隔，从而形成该三维图像。该三维图像中，根据各扫描点 R_{ij} 的位置信息（上述扫描位置信息）与深度方向的图像的 z 坐标，以设定三维坐标系（ x 、 y 、 z ）。

[0244] 而且，图像处理部 230 根据该三维图像，可以形成主扫描方向（ x 方向）以外的任意方向的剖面上的眼底 E_f 的断层图像。当指定剖面时，图像处理部 230 确定该指定剖面上的各扫描点（及 / 或所内插的深度方向的图像）的位置，并从三维图像中抽取各确定位置上深度方向的图像（及 / 或所内插的深度方向的图像），且通过将所抽取的多个深度方向的图像进行排列而形成该指定剖面上的眼底 E_f 的断层图像。

[0245] 另外，图 11 所示的图像 G_{mj} 表示扫描线 R_m 上的扫描点 R_{mj} 上深度方向（ z 方向）的图像。同样，可用“图像 G_{ij} ”表示在上述第 1 阶段的运算处理中所形成的、各扫描线 R_i 上的各扫描点 R_{ij} 上的深度方向的图像。

[0246] （演算控制装置的详细结构）

[0247] 以下，参照图 9 对于演算控制装置 200 的控制部 210 的结构进行详细说明。控制部 210 中设有主控制部 211、图像记忆部 212、信息记忆部 213、眼内距离演算部 214 以及显示尺寸调整部 215。

[0248] （主控制部）

[0249] 主控制部 211 含有微处理器 201 等而构成，进行眼底观察装置 1 各部分的控制（前述）。

[0250] （图像记忆部）

[0251] 图像记忆部 212 记忆由图像形成部 220 形成的眼底 E_f 的表面的二维图像（眼底

图像 Ef') 的图像数据、或断层图像的图像数据。另外,也可以对基于断层图像的图像数据的数据进行记忆。该数据是将从 CCD184 输入的检测信号(干涉光 LC 的光谱数据)进行傅立叶转换而得到的,其为表示对应眼底 Ef 深度的信号强度的数据。通过将每个深度的信号强度的数据(信号强度数据)进行图像化,以形成断层图像的图像数据。

[0252] 对图像记忆部 212 的图像数据的记忆处理以及来自图像记忆部 212 的图像数据读出处理,是通过主控制部 211 而执行。主控制部 211 将由图像形成部 220 等形成的图像数据与预先输入的被检查者的识别信息(患者 ID 或患者姓名等)相应地记忆于图像记忆部 212。图像记忆部 212 是以包含硬盘驱动器 204 等的记忆装置而构成的。

[0253] (信息记忆部)

[0254] 信息记忆部 213 是对提供给利用演算控制装置 200 的演算处理和控制处理的各种信息进行记忆,其以包含硬盘驱动器等的记忆装置而构成。在本实施形态的信息记忆部 213 中,记忆有信号光路长信息 213a、参照光路长信息 213b、对准位置信息 213c 以及拍摄条件信息 213d。

[0255] 信号光路长信息 213a 是表示信号光 LS 的光路(信号光路)的长度的信息。也就是说,表示从 OCT 单元 150 的光耦合器 162,经过光纤 164、连接线 152 内的光纤 152a、透镜 142、扫描单元 141、分色镜 134、拍摄透镜 126、中继透镜 125、半反射镜 190、对焦透镜 124、拍摄光圈 121、开孔光圈 112 的孔部 112a,到达物镜 113 的光路长度。信号光 LS 的光路长是根据眼底观察装置 1 的光学系统的设计来决定的。信号光路长信息 213a 是预先记忆在信息记忆部 213 中。

[0256] 参照光路长信息 213b 表示参照光 LR 的光路(参照光路)的长度的信息。参照镜 174 是通过主控制部 211 的控制而移动。更具体的来说,主控制部 211 对参照镜驱动机构 243 传送对应于目标的移动距离的数目的驱动脉波。参照镜驱动机构 243 基于此驱动脉波使参照镜移动。

[0257] 在此,参照镜片 174 是例如电源开启时,移动到预定的内建(default)位置。另外,利用一个驱动脉波的参照镜 174 的移动量是相等的。另外,从光耦合器 162,经过光纤 163、准直透镜 171、玻璃块 172 和浓度滤镜 173,到内建位置的参照镜 174 为止的参照光 LR 的光路长信息(内建光路长信息,未图标)是预先记忆在信息记忆部 213。

[0258] 主控制部 211 是基于传送到参照镜驱动机构 243 的驱动脉波的脉波数,对参照镜 174 相对于上述内建位置的位移进行演算,同时基于该演算的位移值和内建光路长信息,对参照镜 174 移动后的参照光 LR 的光路长进行演算。演算结果记忆在信息记忆部 213,以作为参照光路长信息 213b。该参照光路长信息 213b 是在每次使参照镜 174 的位置移动时产生的。

[0259] 另外,也可以做成以下的构成:将检测该参照镜 174 的位置的位置传感器设置在 OCT 单元 150 内,并且基于所检测出的参照镜 174 的位置,产生该参照光路长信息 213b。

[0260] 对准位置信息 213c 是表示眼底相机单元 1A 内的光学系统 100、120 的对于受检眼 E 的对准结果的信息。当光学系统 100、120 相对于受检眼 E 而被对准在正确的位置时,受检眼 E 的角膜(顶点)和物镜 113 之间的距离(走行距离)是被记忆在信息记忆部 213,以作为对准位置信息 213c。

[0261] 受检眼 E 的角膜和物镜 113 之间的走行距离也可以经常是一定的,也可以在每次

实施对准时才取得。在前者的场合,对准位置信息 213c 常常是一定的,预先记忆在信息记忆部 213。另外,在后者的场合,走行距离例如是在对准中,基于在基座 2 上滑动的台架 3 的移动量,通过控制部 210 来演算。

[0262] 拍摄条件信息 213d 是进行用于形成受检眼 E 的眼底图像 Ef 或断层图像 Gi 的光学计测(拍摄)时的计测条件(拍摄条件)的信息。拍摄条件信息 213d 中包含表示受检眼 E 特性的特性信息。作为该特性信息,例如含有各种眼科检查的检查结果。尤其是,特性信息中包含对于拍摄照明光或信号光 LS 等用于计测的光产生影响的受检眼 E 的特性(例如眼轴长度或折射率等)的信息。

[0263] 受检眼 E 的特性信息是由眼底观察装置 1 或其他眼科装置提前取得。例如关于眼轴长度,如后所述,可利用眼内距离演算部 214 的演算结果。而且,也可使用由临床数据导出的一般值(平均值等)以作为特性信息。

[0264] 而且,拍摄条件信息 213d 中也可包含表示进行光学计测时眼底相机单元 1A 或 OCT 单元 150 内的光学系统状态的信息(光学系统信息)。作为该光学系统信息,例如有拍摄倍率等。该拍摄倍率可利用使倍率可变透镜 124 在光轴方向移动而变更。

[0265] 拍摄条件信息 213d 与受检眼 E 的识别信息相对应地进行记忆。作为该识别信息,可使用表示例如被检查者的患者 ID 或患者姓名、受检眼 E 的左右的分别(左眼/右眼)的信息等。

[0266] (眼内距离演算部)

[0267] 眼内距离演算部 214 基于信号光路长信息 213a、参照光路长信息 213b、对准位置信息 213c、对应干涉光 LC 的检测并从 CCD184 输入的检测信号(乃至基于此的信号强度数据),对信号光 LS 入射到受检眼 E 的位置以及信号光 LS 在眼底 Ef 被反射的位置之间的距离(眼内距离),进行演算。眼内距离演算部 214 相当于本发明的“眼内距离演算元件”的一例。

[0268] 更具体地说明关于眼内距离演算部 214 的处理。信号光 LS 和参照光 LR 是基于低相干光 L0 而产生的。因此,包含在干涉光 LC 内的成分中,信号强度最大的成分是,基于在对应于参照镜 174 的位置的眼底 Ef 的位置(深度)被反射的信号光 LS 的成分。

[0269] 在此实施形态中,参照镜 174 的位置是设定成眼底 Ef 的表面上的预定位置为对应于参照镜 174 的位置的眼底 Ef 的位置。通过此方式,在信号强度数据的成分(对应于眼底 Ef 深度的成分)中,基于在眼底 Ef 表面被反射的信号光 LS 的强度的成分为最大。

[0270] 如上述讨论与从图 1、图 5 可以明白,在信号光路的光路长 $1s$ 、参照光的光路 $1r$ 、走行距离 w 、以及从信号光 LS 入射到受检眼 E 的位置到在眼底 Ef 的信号光 LS 的反射位置(与参照镜 174 的位置相对应的位置)的眼内距离 d 之间,具有以下关系: $1r = 1s + w + d$ 。因此,眼内距离 d 可以通过演算式 $d = 1r - 1s - w$ 来求得。

[0271] 关于基于检测信号(或信号强度数据)的信号光 LS 的反射位置,眼内距离演算部 214 通过将信号光路长信息 213a 所示的光路长 $1s$ 、参照光路长信息 213b 所示的光路长 $1r$ 以及对准位置信息 213c 所示的走行距离 w 代入上述演算式,对该反射位置所对应的眼内距离 d 进行演算。

[0272] 另外,在眼底相机单元 1A 的光学系统 100、120 的对于受检眼 E 的对准中,光学系统 100、120 的光轴与角膜顶点(大致)一致,并且与参照镜 174 的位置相对应的信号光 LS

的反射位置与眼底 Ef 表面（大致）一致时，通过眼内距离演算部 214 来演算的眼内距离 d 是与受检眼 E 的眼轴长度（大致）相等。

[0273] （显示尺寸调整部）

[0274] 显示尺寸调整部 215 对于眼底 Ef 的眼底图像 Ef'、及表示用于取得断层图像 Gi 的计测区域（扫描区域 R）范围的计测范围图像的显示尺寸进行调整处理。扫描区域 R 一般为相当于眼底图像 Ef' 的部分区域的眼底 Ef 的区域。计测范围图像为表示眼底图像 Ef' 上的计测区域的位置的图像，例如是包围计测区域的框之类的图像。计测范围图像为形态预先设定的图像。计测范围图像的具体显示形态在后面叙述。

[0275] 以下，对于显示尺寸调整部 215 执行的处理的具体例进行说明。显示尺寸调整部 215 依据信息记忆部 213 所记忆的拍摄条件信息 213d，对于眼底图像 Ef' 及计测范围图像的显示尺寸进行调整。执行该处理时，可运用例如众所周知的眼球光学补正式。

[0276] 另外，也可构成为，不仅考虑眼轴长度，且考虑对显示尺寸产生影响的其他条件而进行显示尺寸的调整。作为这样的条件，例如有前眼部的折射率（角膜或水晶体的折射率）。而且，安装有眼内透镜的受检眼 E，可构成为考虑该眼内透镜的度数或颜色等信息而进行显示尺寸的调整。这些信息可为使用其他眼科装置来量测而得者，也可将量测这些信息的功能搭载于眼底观察装置 1。添加这样的条件，可提高显示尺寸的调整精度。

[0277] [使用形态]

[0278] 以下，说明具有以上结构的眼底观察装置 1 的使用形态。图 12 所示的流程图是表示眼底观察装置 1 的使用形态的一例。图 12 所示的使用形态为，量测受检眼 E 的眼轴长度，利用该量测结果对眼底图像 Ef' 及计测范围图像进行显示尺寸的调整。

[0279] 首先，使受检眼 E 与眼底相机单元 1A 的光学系统 100、120 对准 (S1)。此对准是由以下方法实施，即，点亮对准光源 190a，将对准亮点投影到受检眼 E（前述）。主控制部 211 将由该对准所决定的走行距离 w 记忆到信息记忆部 213，作为对准位置信息 213c (S2)。

[0280] 接着，将参照镜片 174 配置在与眼底 Ef 表面相对应的位置 (S3)。因此，例如，驱动该 OCT 单元 150，实际地使眼底 Ef 的断层图像显示在显示部 240A，调整该参照镜 174 的位置，以使相当于眼底 Ef 表面的图像区域的强度（亮度）为最大。另外，也可以驱动该 OCT 单元 150，取得信号强度数据，调整该参照镜 174 的位置，以使此信号强度数据的强度最大的深度成分与眼底 Ef 表面的位置一致。

[0281] 主控制部 211 对与调整的参照镜 174 的位置相对应的参照光路的光路长 1r 进行演算 (S4)，将此演算结果记忆在信息记忆部 213，以作为参照光路长信息 213b (S5)。

[0282] 接着，眼内距离演算部 214 将信号光路长信息 213a 所示的信号光路 1s 的光路长、参照光路长信息 213b 所示的参照光路的光路长 1r、对准位置信息 213c 所示的走行距离 w 代入上面的演算式中，对与通过步骤 S3 而配置的参照镜 174 的位置相对应的眼内距离 d 进行演算 (S6)。

[0283] 演算后的眼内距离 d 通过主控制部 211 而记忆在信息记忆部 213，作为受检眼 E 的眼轴长度（特性信息、拍摄条件信息 213d）。此处，也可将该眼轴长度 d 的值显示在显示部 240A。

[0284] 以上，受检眼 E 的眼轴长度的量测结束，进入眼底图像 Ef' 及计测范围图像的显示处理。

[0285] 眼底观察装置 1 对应于例如检查者的指示,拍摄受检眼 E 的眼底图像 Ef' (S7)。而且,眼底观察装置 1 对应于例如检查者的指示,取得在相当于眼底图像 Ef' 的部分区域的眼底 Ef 的计测区域内具有剖面位置的断层图像 Gi (S8)。此处,也可在取得眼底图像 Ef' 之前取得断层图像 Gi。主控制部 211 将所取得的眼底图像 Ef' 以及断层图像 Gi 的图像数据记忆在图像记忆部 212。

[0286] 主控制部 211 从图像记忆部 212 中读取眼底图像 Ef' 的图像数据,并且从信息记忆部 213 中读取该拍摄条件信息 213d。而且,主控制部 211 将所读取的眼底图像 Ef' 的图像数据及该拍摄条件信息 213d 发送到显示尺寸调整部 215。

[0287] 显示尺寸调整部 215 依据拍摄条件信息 213d(特别是眼轴长度),使眼底图像 Ef' 的显示尺寸与计测范围图像的显示尺寸相互一致 (S9)。

[0288] 此处,计测范围图像是如前所述的预先设定的形态(例如矩形的框形)的图像,显示尺寸调整部 215 对应于拍摄条件信息 213d,分别对该矩形框形的计测范围图像的 x 方向的长度以及 y 方向的长度进行调整。另外,可调整眼底图像 Ef' 的显示尺寸使显示尺寸一致,也可调整双方图像的显示尺寸而使显示尺寸一致。

[0289] 主控制部 211 将已由显示尺寸调整部 215 而使显示尺寸达到一致的眼底图像 Ef' 及计测范围图像显示在显示部 240A(S10)。此时,也可将眼底图像 Ef' 以及计测范围图像与步骤 S8 中所取得的眼底 Ef 的断层图像 Gi 一起显示。

[0290] [显示形态]

[0291] 图 13 表示眼底图像 Ef' 及计测范围图像的显示形态的一例。如同图所示,眼底观察画面 400 内设有断层图像显示部 401、眼底图像显示部 402、眼底厚度图表显示部 403、设定操作部 404 以及信息显示部 405。

[0292] 断层图像显示部 401 中显示出步骤 S8 中所取得的断层图像 Gi 中的一个断层图像 G。眼底图像显示部 402 中显示出步骤 S7 中所拍摄的眼底图像 Ef'。该眼底图像 Ef' 上重叠显示着表示取得断层图像 Gi 时的扫描区域 R 的计测范围图像 R'。计测范围图像 R' 与眼底图像 Ef' 在步骤 S9 中实现显示尺寸的一致。

[0293] 重叠显示在眼底图像 Ef' 上的剖面位置图像 T 表示显示在断层图像显示部 401 的断层图像 G 的剖面位置。

[0294] 眼底厚度图表显示部 403 内显示有眼底厚度图表信息 RT。该眼底厚度图表信息 RT 为以下的图表,即,将与眼底 Ef 的深度方向(z 方向)正交的方向上的距离(或者距离基准位置的像素数)作为定义域,将该定义域的各位置上的眼底 Ef 的预定部位的厚度(深度方向上的距离)作为值域。眼底厚度图表信息 RT 可利用例如本申请人的日本专利特愿 2006-252953 的说明书中所揭示的方法而制作。

[0295] 设定操作部 404 配设有使用在与眼底图像 Ef' 和断层图像 G 的显示形态有关的操作设定的各种软键。信息显示部 405 显示与眼底观察画面 400 显示的图像相关的各种信息。信息显示部 405 例如显示患者 ID、患者姓名、患者出生年月日、患者性别等与患者相关的信息(患者信息),或受检眼 E 的左右的分别(左眼/右眼),以及形成断层图像 Gi 时的扫描方法等信息。

[0296] [作用·效果]

[0297] 以下,对如上所述的眼底观察装置 1 的作用以及效果进行说明。

[0298] 该眼底观察装置 1 是可获取眼底 Ef 的表面的二维图像（眼底图像 Ef'）、及在相当于该眼底图像 Ef' 的部分区域的眼底 Ef 的计测区域内具有剖面位置的断层图像 Gi 的装置。而且，眼底观察装置 1 的作用为，记忆着含有表示受检眼 E 特性的眼轴长度等特性信息的拍摄条件信息 213d，且依据该拍摄条件信息 213d 而使眼底图像 Ef' 及计测范围图像 R' 以相互一致的显示尺寸来进行显示。

[0299] 根据这样的眼底观察装置 1，可依据受检眼 E 的特性而使眼底图像 Ef' 及计测范围图像 R' 以相互一致的显示尺寸来进行显示，因此能以高精度呈现眼底表面的图像与 OCT 图像的位置关系。

[0300] 而且，根据本实施形态的眼底观察装置 1，计测受检眼 E 的眼轴长度，利用该计测结果可对眼底图像 Ef' 及计测范围图像 R' 进行显示尺寸调整，因此，即使之前未计测该受检眼 E 的眼轴长度也可进行显示尺寸调整。

[0301] 而且，根据本实施形态的眼底观察装置 1，可使断层图像 G 与眼底图像 Ef' 或计测范围图像 R' 一起显示，因此可详细地观察眼底 Ef 的状态。

[0302] [变化例]

[0303] 以上所详细说明的本实施形态的结构仅是较好地适用本发明的眼底观察装置的一例。因此，可在本发明旨趣的范围内适当地进行任意变形。以下，对这样的几种变化例进行说明。

[0304] 在上述实施例中，将参照镜 174 配置在与眼底 Ef 表面相对应的位置上，对从信号光 LS 的入射位置到在眼底 Ef 表面的反射位置为止的眼内距离（眼轴长度等）进行量测，但是并不局限在此种方式。例如，在将参照镜 174 配置在对应于与眼底 Ef 的表面离预定深度的位置的位置上的情况下，通过与上述实施形态相同的处理，可以对从信号光 LS 的入射位置到该预定深度的位置为止的眼内距离进行量测。

[0305] 图 14 表示利用本发明的眼底观察装置的眼内距离（眼轴长度）的其它量测态样的一个示例。在实施同图 14 所示的量测态样时，受检眼 E 的角膜 Ec 的曲率半径 R（以及曲率中心 C）可以设定平均初始值，以进行量测。另外，曲率半径 R 也可以预先取得，例如通过角膜曲率计（keratometer）等的可以量测角膜的曲率半径的任意装置来取得。在此，本发明的眼底观察装置也可以具备量测曲率半径 R 的结构。取得的角膜曲率半径（曲率中心 C）的信息是记忆在信息记忆部 213。另外，图 14 中的符号 O 表示光学系统 100、120 的光轴。

[0306] 在图 14 所示的示例中，当使用对准光学系统 190A，进行相对于受检眼 E 的装置光学系统的对准时，对准光（束）AL 是投影在与角膜 Ec 的曲率中心相离曲率半径 R 的 1/2 的位置 P 上（亦即，对准亮点（对准指针）投影在该位置 P 上），而不是在角膜 Ec 的表面。在此情况下，取得该走行距离的实测值 WD 以作为物镜 113 的前面位置和位置 P 之间的距离。

[0307] 此时，信号光路的光路长 $1s$ 、参照光路的光路长 $1r$ 、走行距离的实测值 WD 以及眼轴长度 d 之间具有以下的关系： $1r = 1s + WD + d - R/2$ 。因此，眼轴长度 d 可以通过演算式 $d = 1r - 1s - WD + R/2$ 来求得。换句话说，来自 CCD184 的检测信号所包含的成分中，与由眼底 Ef 的表面反射的信号光 LS 的一部分相对应的成分的强度为最大的情况下，眼内距离演算部 214 的作用是从参照光路的光路长 $1r$ 分别减去信号光路的光路长 $1s$ 和对准的距离（走行距离的实测值）WD，同时在该减算结果中加上曲率半径 R 的 1/2，以对受检眼 E 的眼轴长度 d 进行演算。

[0308] 通过进行这种眼轴长度演算处理,可以进行考虑到对准指针的投影位置的高精度眼轴长度量测。

[0309] 另外,在眼内距离(眼轴长度)方面,一般有表示角膜顶点(图 14 中的符号 Ect)与眼球后极(符号 Efc)之间的距离的外眼轴长度,以及表示角膜顶点(符号 Efc)与中心窝的网膜面(未图标)之间的距离的内眼轴长度。在本发明的眼底观察装置中,因为在眼底的内侧方向上可以取得具有解像度的断层图像,因此,可以取得用于量测外眼轴长度的强膜信息或为了量测内眼轴长度的中心窝的网膜面信息,而且,可以取得眼底任意层(视细胞层、网膜色素上皮层等等)的信息。因此,在量测眼内距离(眼轴长度)时,能以眼底的任意层作为基准,来量测眼内距离,可以进行更高精度的眼内距离量测。

[0310] 为了以眼底任意层或位置作为基准,来量测眼内距离(眼轴长度),可以设置指定元件,用来对二维或三维的眼底图像中所示的层或位置进行指定。作为此指定元件,可以例如是使用鼠标等的标示装置。

[0311] 通过此方式,可以根据目的,对外眼轴长度和内眼轴长度进行选择性地(或两者)量测。另外,能以高精度来对以所要的层或位置为基准的眼内距离进行量测。另外,因为可根据眼底的断层图像掌握中心窝的位置,因此,在一般使用的外眼轴长度或内眼轴长度的量测时,可以精确地且容易地指定与中心窝的网膜面对应的位置。

[0312] 另外,也可做成下述构成:分析眼底的断层图像,检测出眼底的预定层(预先设定)的位置,以该层为基准,求得眼内距离(眼轴长度)。

[0313] 而且,在图 14 所示的示例中,是通过将用于对准的光束 AL 投影在与角膜的曲率中心相距曲率半径的 1/2 的位置上所得的虚像来进行对准,但此时也构成为使用从夹着光轴 O 的多个方向上的对准光束 AL 的角膜反射光,求出角膜 Ec 的曲率半径 R。

[0314] 本发明的眼底观察装置具有眼底相机(单元),作为眼底表面的二维图像的形成装置,但也可构成为例如使用细缝灯(slit lamp,细缝灯显微镜装置)等任意的眼底观察装置,来形成眼底表面的二维图像。

[0315] 另外,在上述的实施形态中,利用图像形成部 220(图像形成板 208)来进行眼底 Ef 表面的二维图像或断层图像的形成处理,再利用控制部 210(微处理器 201 等)来进行各种控制处理,但在构成上也可使该些双方的处理借由一台或多数台的计算机来进行。

[0316] 上述实施形态中已对具有傅立叶领域方式的光图像计测装置的眼底观察装置进行了说明,但本发明的眼底观察装置也可具备时间领域(timedomain)方式或扫查源(swept source)方式等的其它的光图像计测装置。

[0317] [关于眼科图像显示装置]

[0318] 以下,对本发明的眼科图像显示装置进行说明。而且,上述实施形态中,演算控制装置 200 作为眼科图像显示装置而使用。

[0319] 本发明的眼科图像显示装置具备显示元件、记忆元件以及控制元件。显示元件中显示受检眼的眼底表面的二维图像(眼底图像)、以及在相当于该二维图像的部分区域的眼底计测区域内具有剖面位置的断层图像。记忆元件记忆着含有表示受检眼特性的特性信息的拍摄条件信息。控制元件依据记忆于记忆元件内的拍摄条件信息,使二维图像与计测范围图像的显示尺寸相互一致,而使该些图像显示于显示元件。

[0320] 根据这样的眼科图像显示装置,可根据受检眼的特性而使眼底图像与计测范围图

像的显示尺寸一致地进行显示,因此能以高精度呈现眼底表面的图像与 OCT 图像的位置关系。

[0321] 而且,本发明的眼科图像显示装置,可使断层图像(OCT 图像)与眼底图像或计测范围图像同时显示而构成。藉此,可详细地观察眼底的状态。

[0322] 而且,本发明的眼科图像显示装置可具备上述实施形态中的演算控制装置 200 的任意功能。

[0323] [关于程序]

[0324] 以下,对于控制本发明装置的程序进行说明。

[0325] 该程序是使具备显示元件及记忆元件的计算机作为上述眼科图像显示装置而发挥功能的电脑程序(该功能可参照上述[关于眼科图像显示装置]中的记载)。

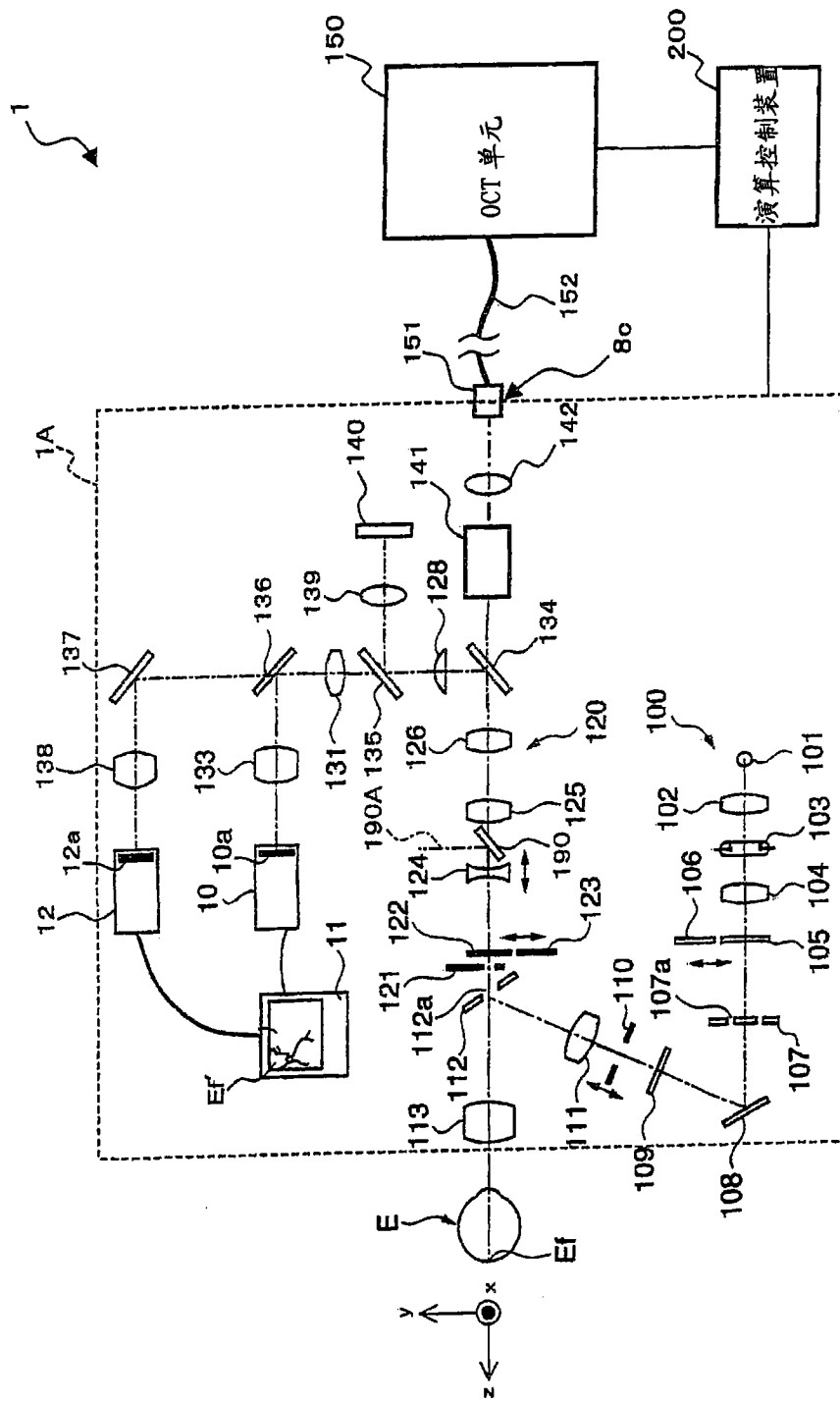


图1

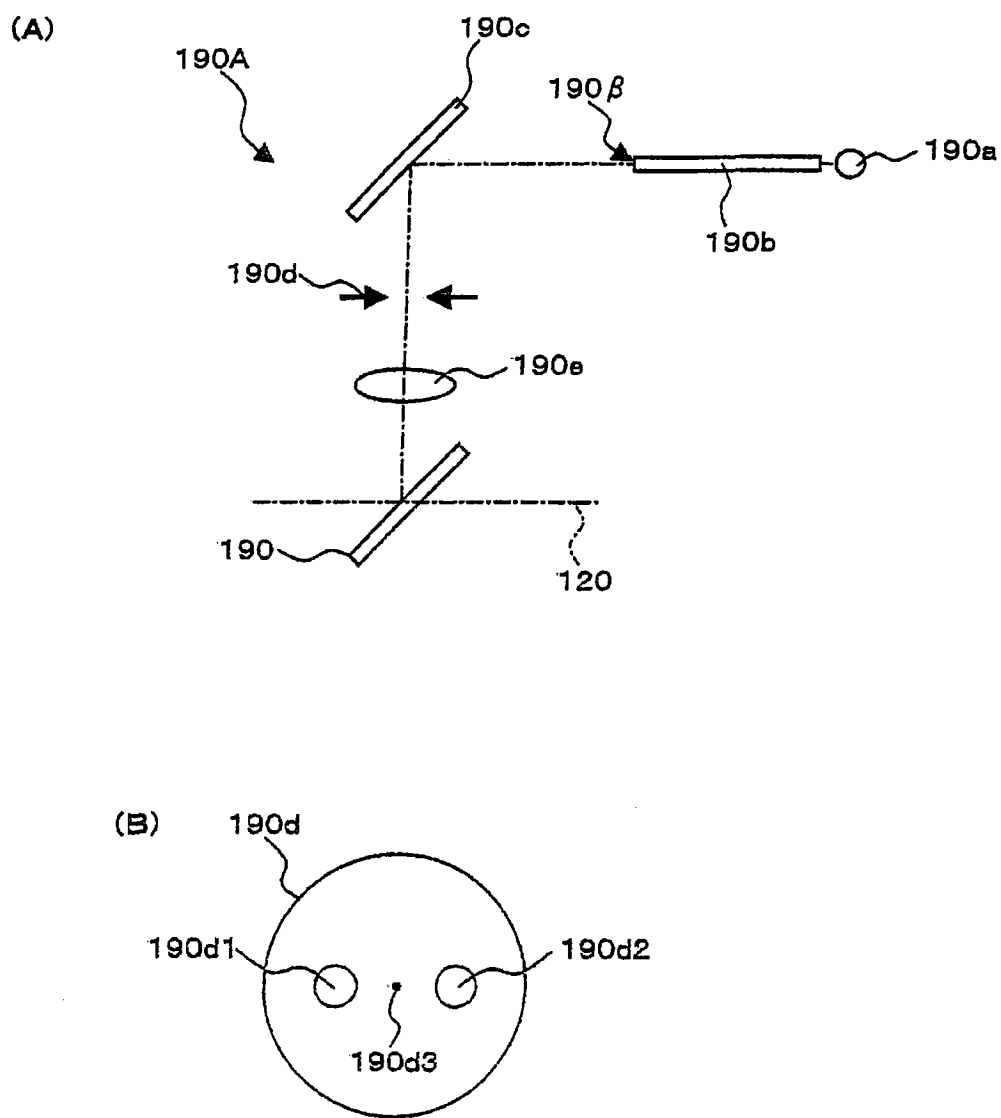


图 2

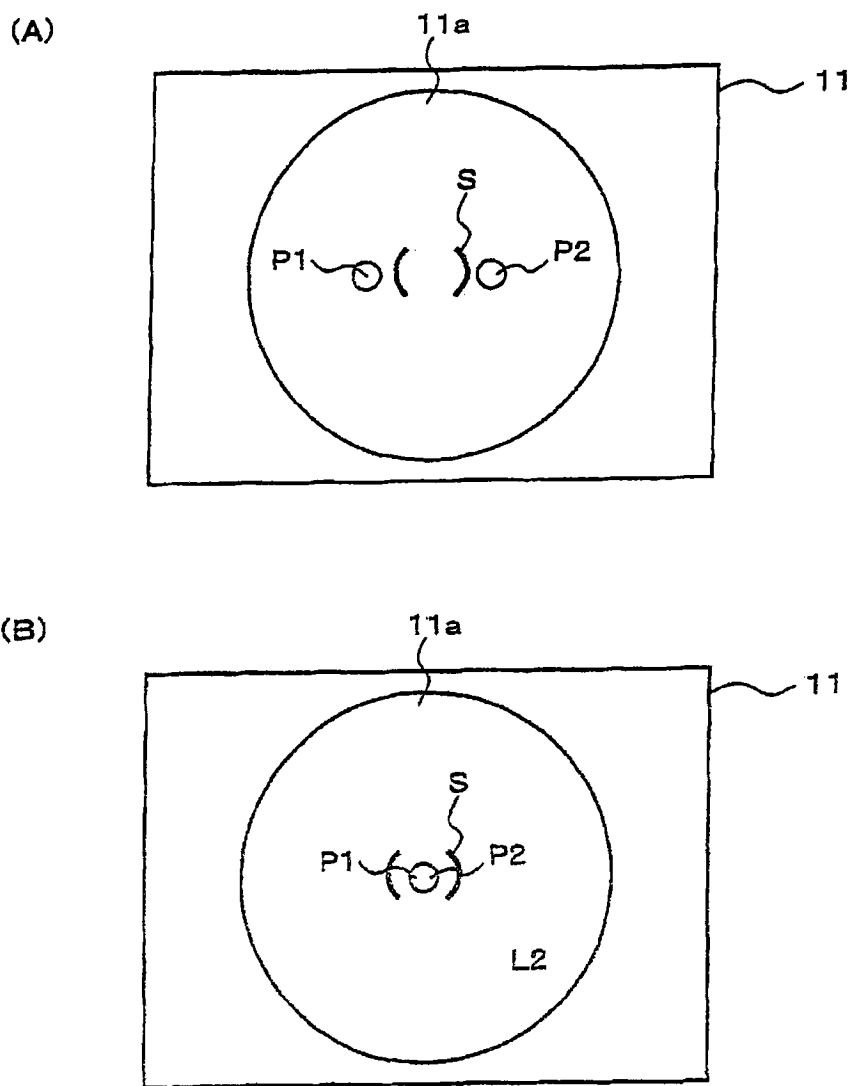


图 3

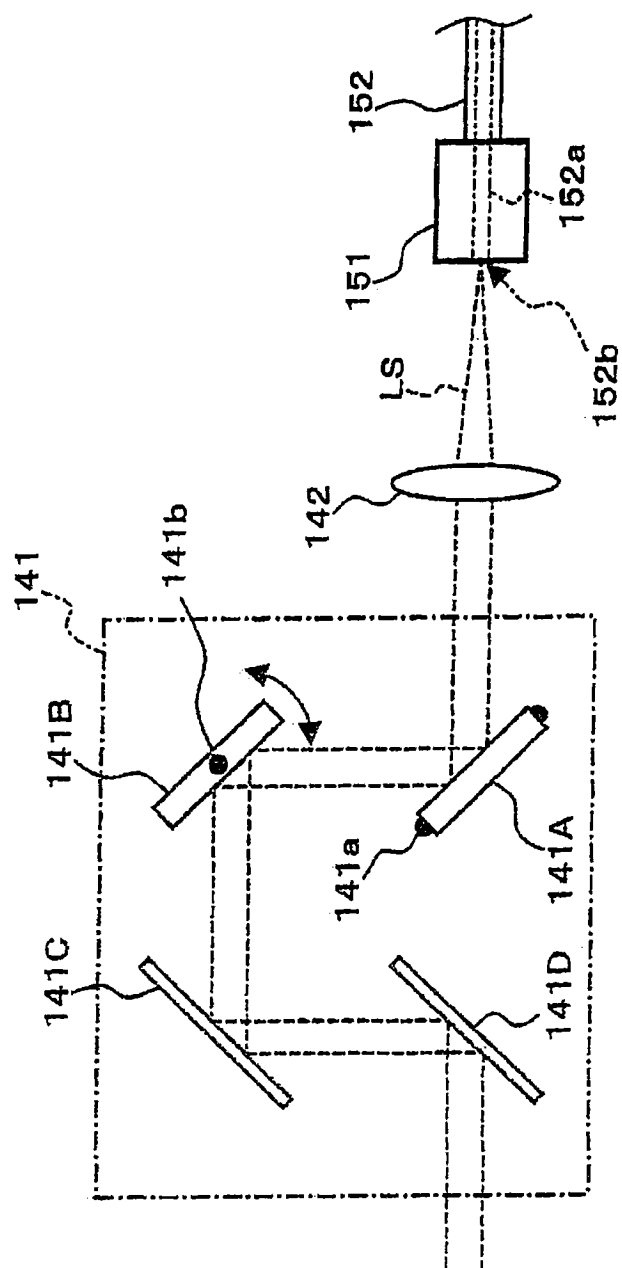
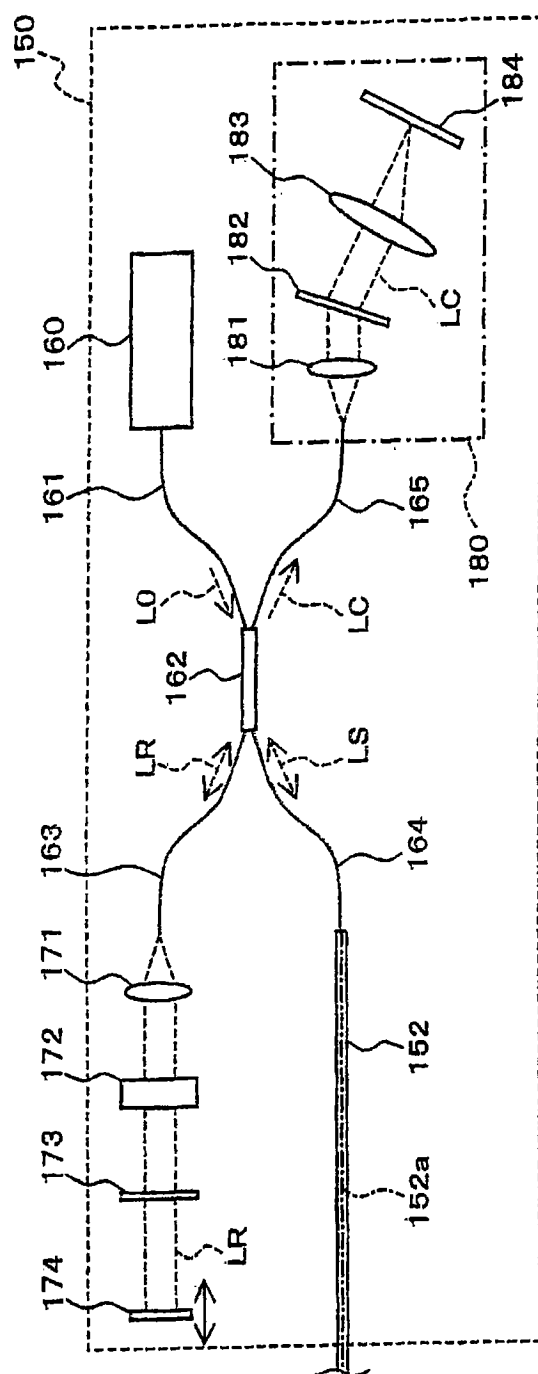


图 4



5
图

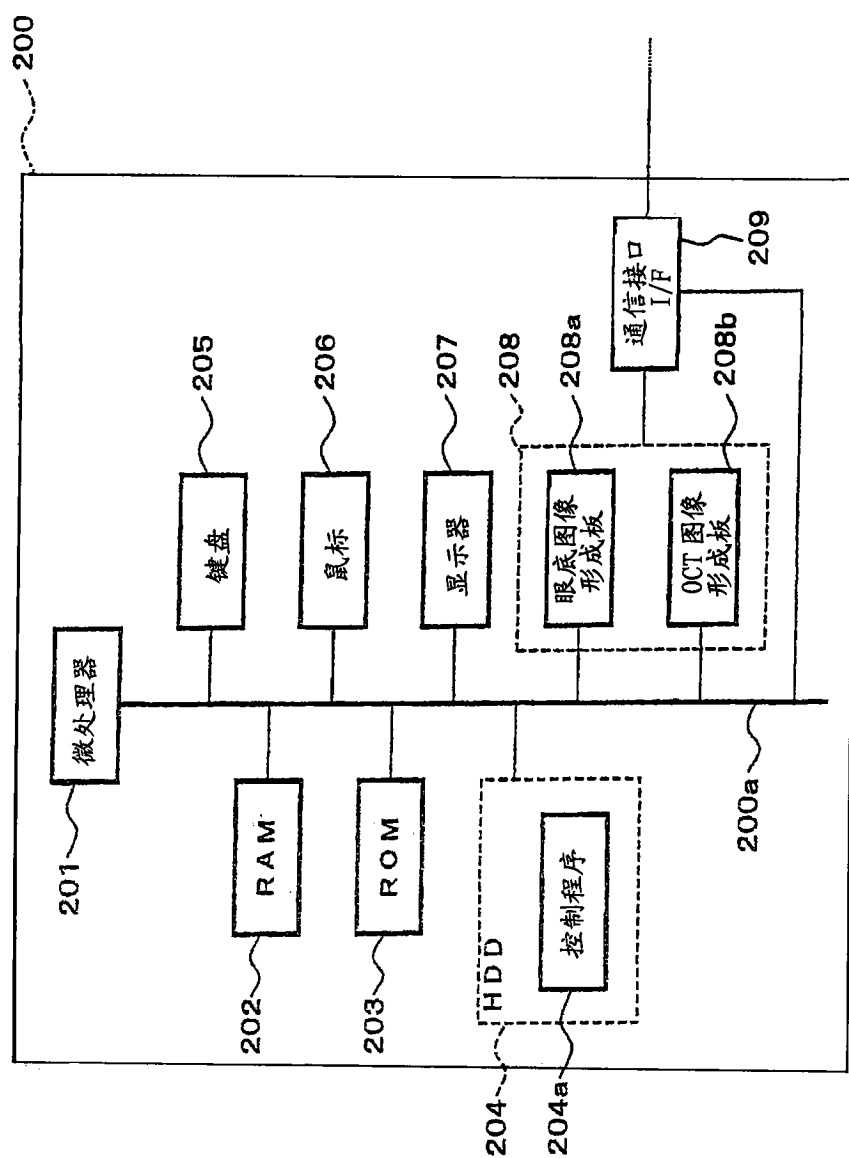


图 6

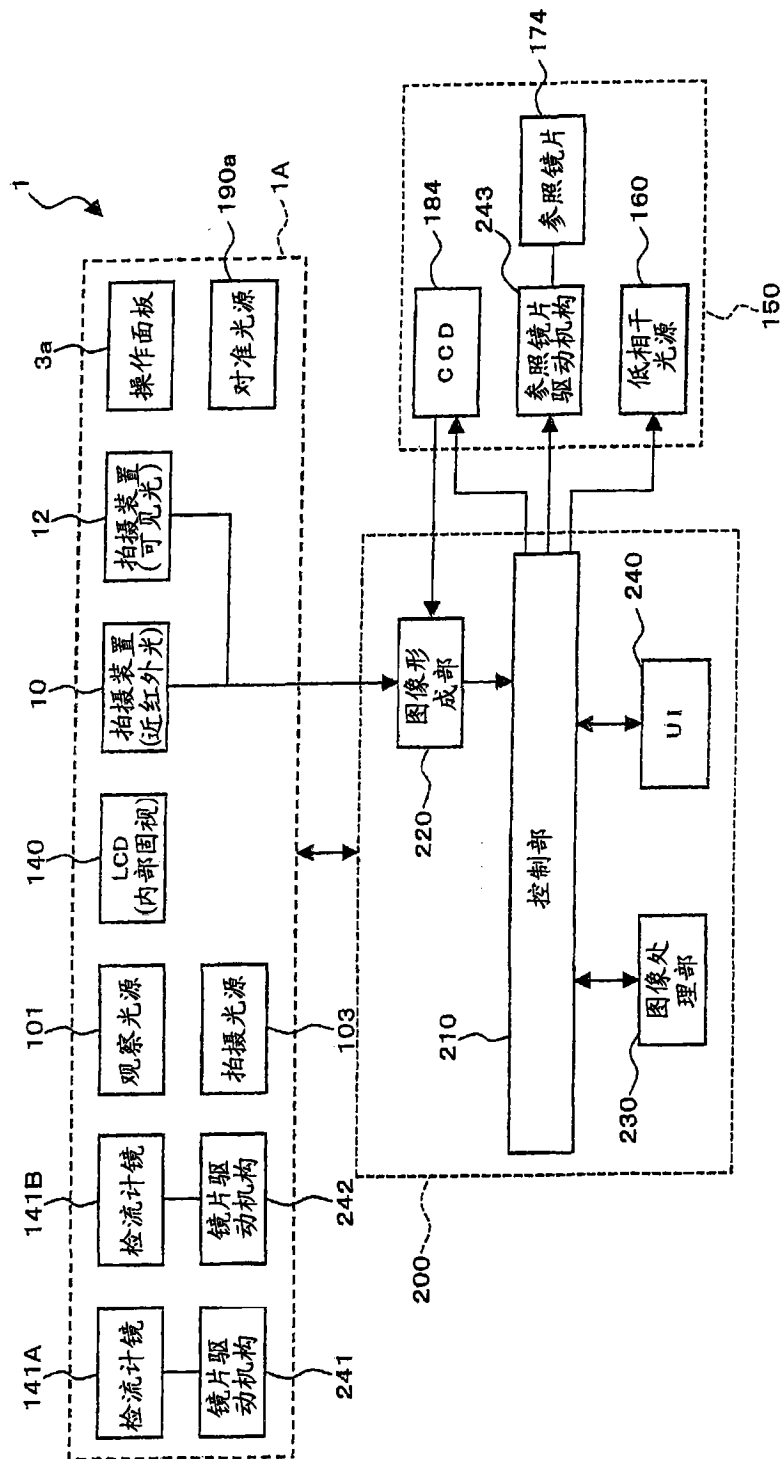


图 7

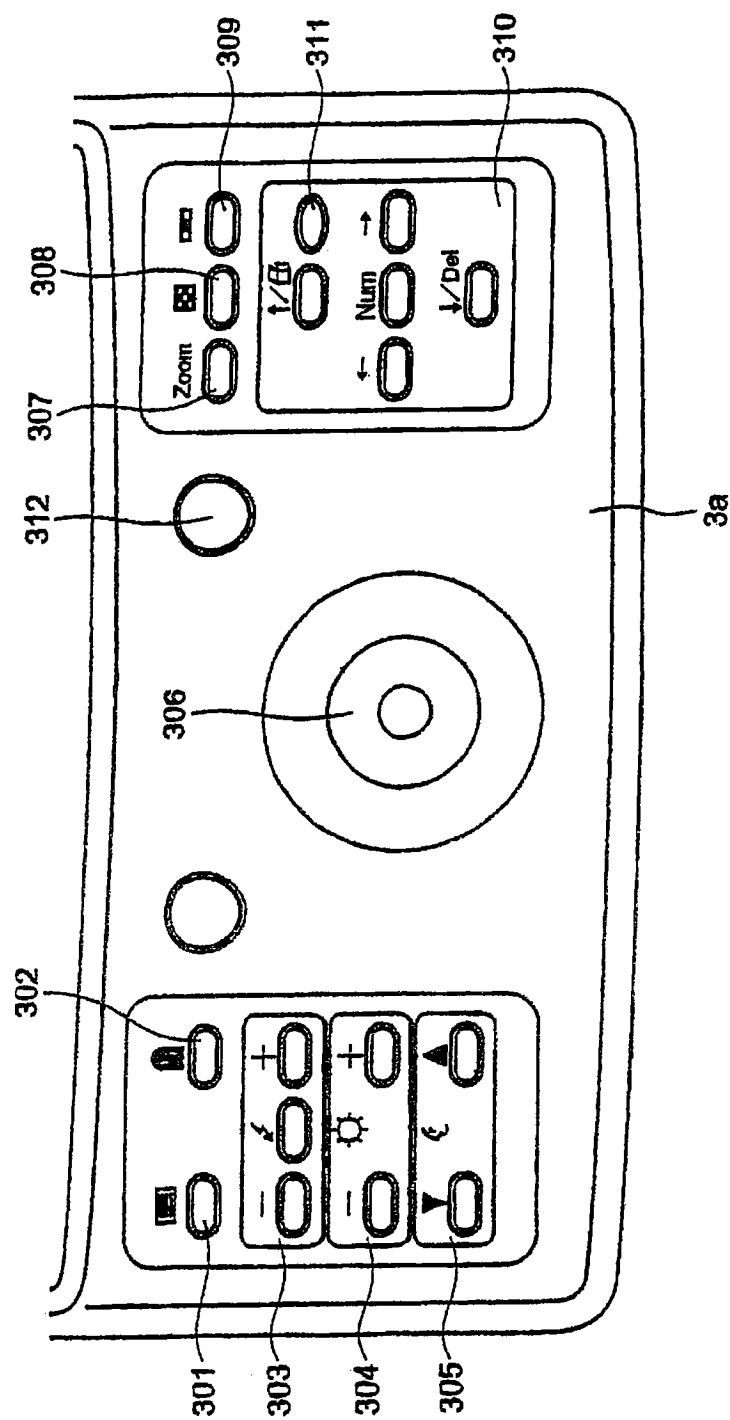


图 8

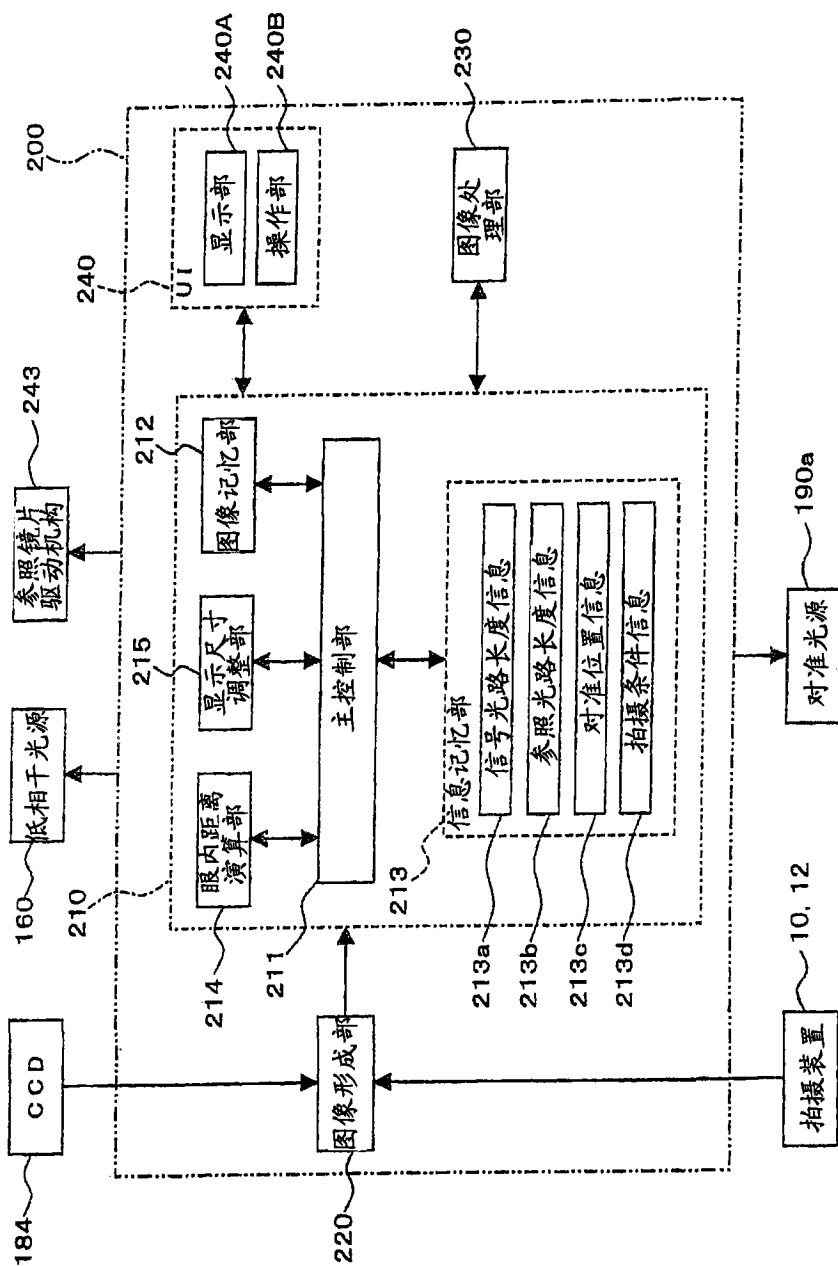


图 9

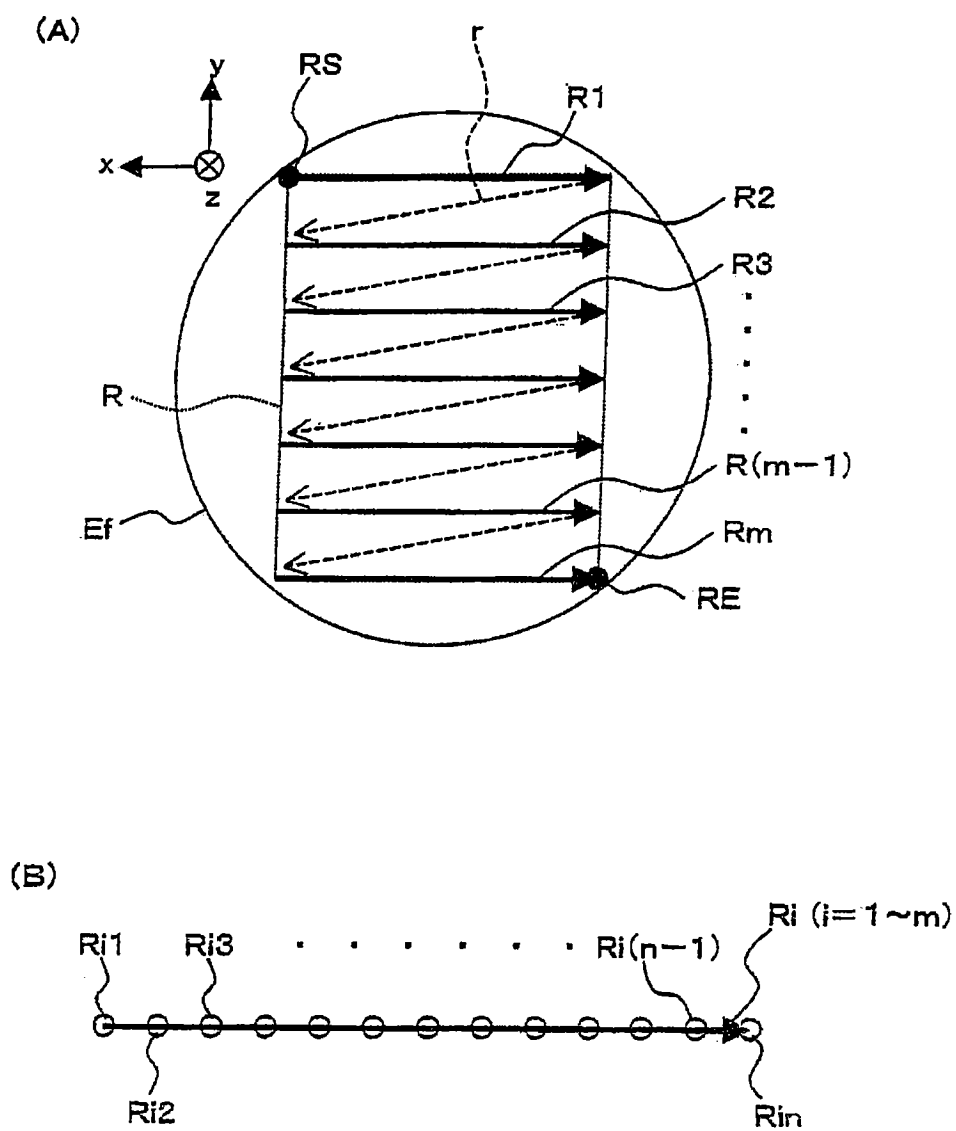


图 10

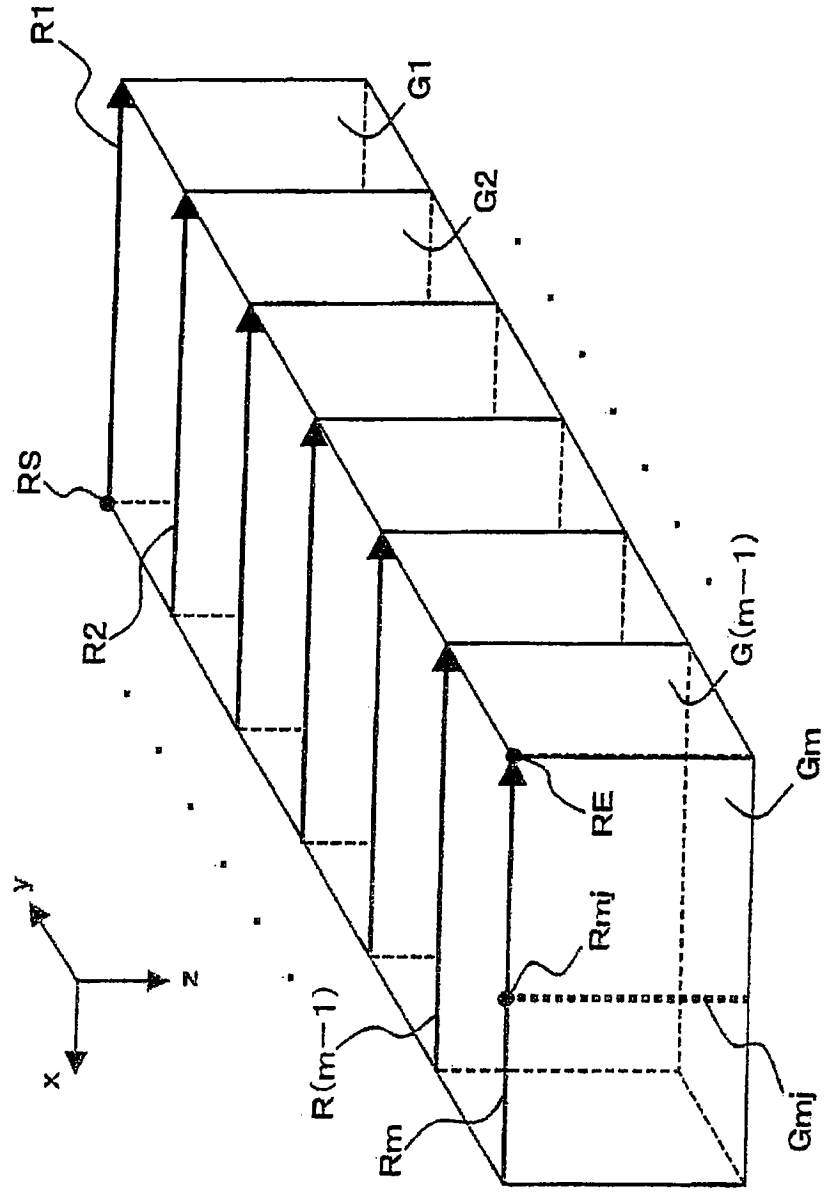


图 11

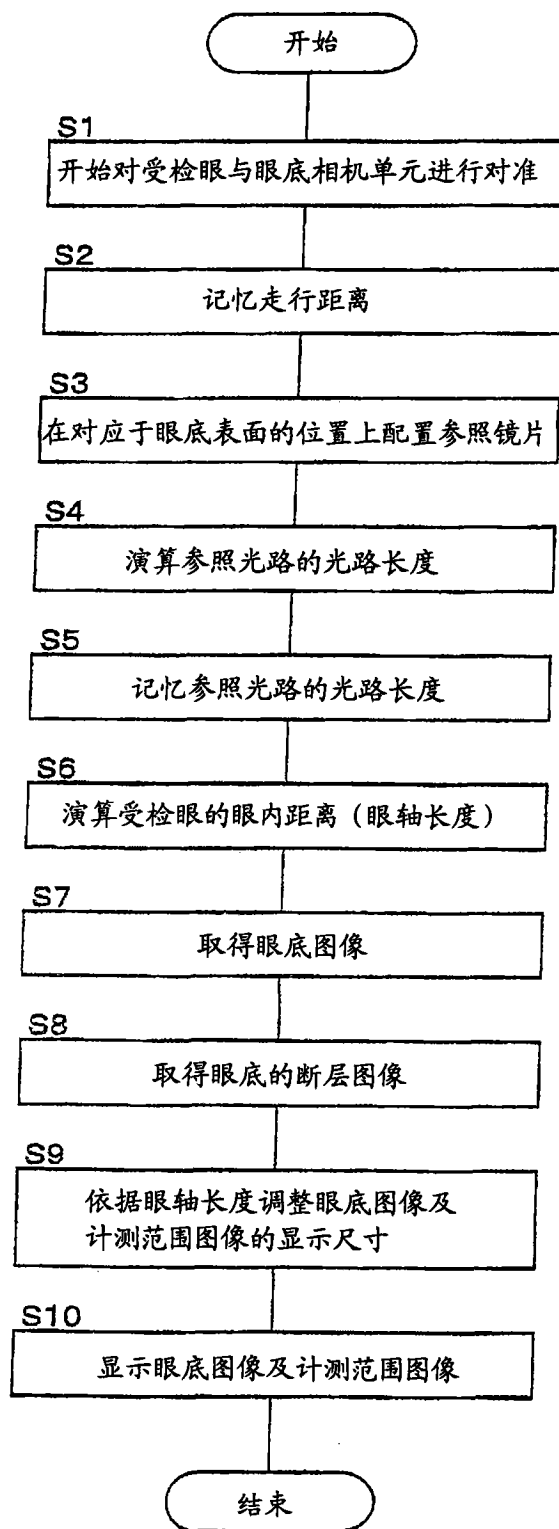


图 12

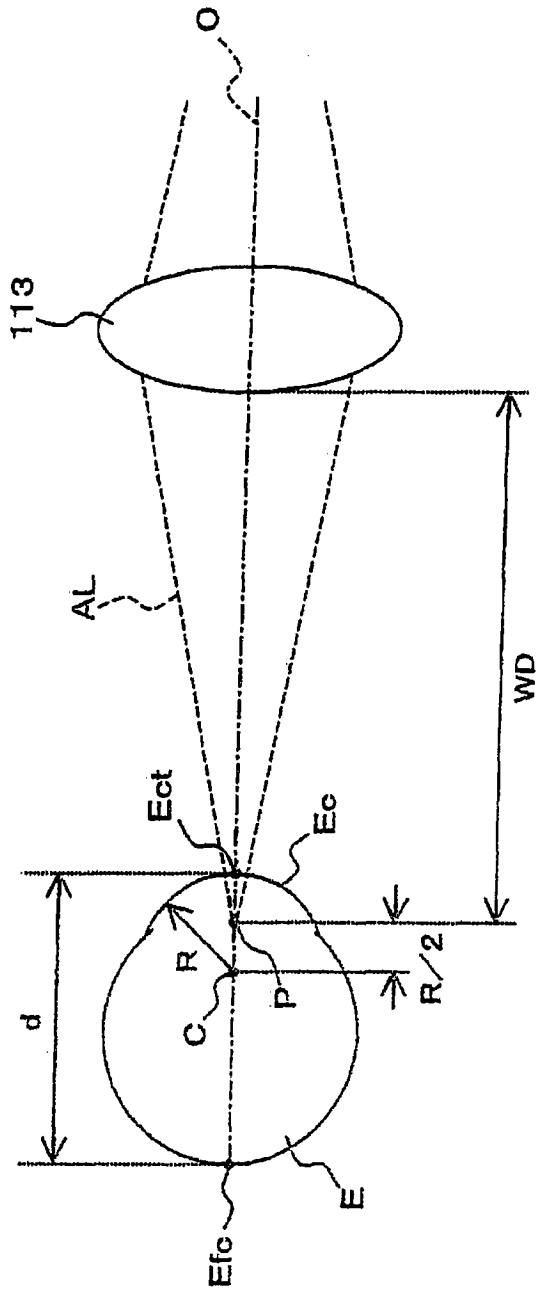


图 14

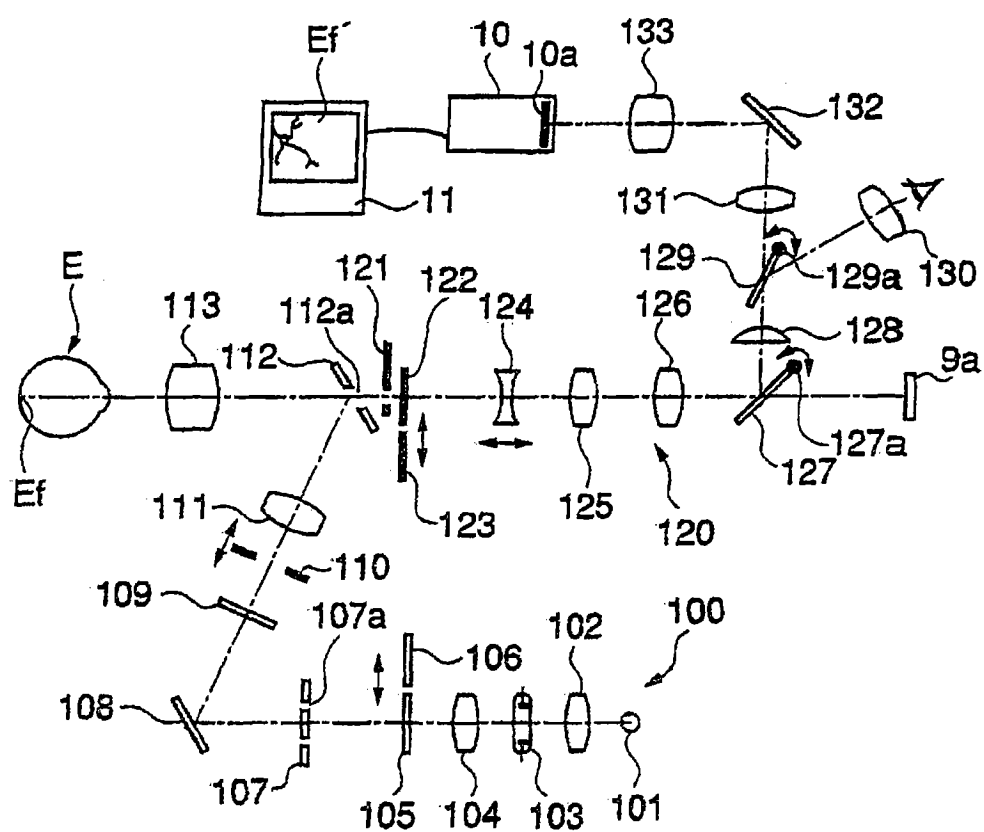


图 16