



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101095610 B

(45) 授权公告日 2011.03.02

(21) 申请号 200710112437.4

US 6755526 B2, 2004.06.29, 说明书第7栏第7-24行、图6.

(22) 申请日 2007.06.26

WO 2005/117534 A2, 2005.12.15, 说明书第8页第1段, 第9页第12-13行, 第14页第2-3段、图1.

(30) 优先权数据

2006-178326 2006.06.28 JP

(73) 专利权人 株式会社拓普康

US 6198540 B1, 2001.03.06, 全文.

地址 日本东京板桥区莲沼町75番1号

US 6755526 B2, 2004.06.29, 全文.

(72) 发明人 塚田央 木川勉 福间康文

审查员 方炜园

(74) 专利代理机构 北京中原华和知识产权代理有限公司 11019

代理人 寿宁 张华辉

(51) Int. Cl.

A61B 3/14 (2006.01)

A61B 3/12 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1760663 A, 2006.04.19, 说明书第10页第6行-第17页第34行, 第27页第31-34行、图1-5.

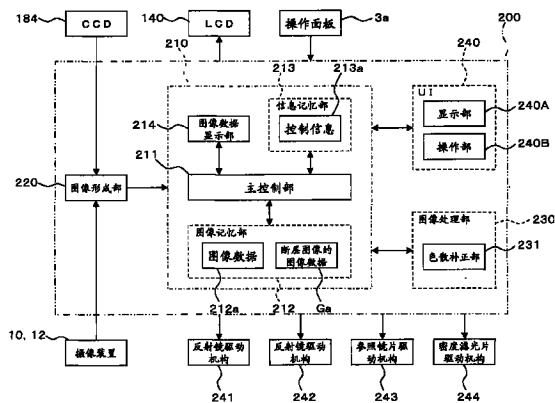
权利要求书 4 页 说明书 25 页 附图 10 页

(54) 发明名称

眼底观察装置

(57) 摘要

本发明提供一种眼底观察装置,是以下构成,具备包含第一图像形成元件与第二图像形成元件的图像形成元件。第一图像形成元件是通过光学处理,形成受检眼的的眼底的二维表面图像;第二图像形成元件是对相当于前述二维表面图像的至少一部分的眼底表面区域进行光学扫描,形成前述眼底的断层图像。控制元件控制该图像形成元件。存储元件是存储控制信息,其包含当前述二维表面图像和前述断层图像形成时、由前述控制元件对前述图像形成元件的控制命令。前述控制元件是当前述眼底的新另一方图像形成时,基于存储在前述存储元件的控制信息,命令前述图像形成元件,形成前述新另一方图像。



CN 101095610 B

1. 一种眼底观察装置,其特征在于包括:

图像形成元件,包含:第一图像形成元件和第二图像形成元件,其中,前述第一图像形成元件通过光学方式取得数据且基于前述所取得的数据来形成受检眼的眼底的表面的二维图像,而前述第二图像形成元件通过光学方式对相当于前述二维图像的至少一部分的前述眼底表面的区域进行扫描而取得数据且对于前述所取得的数据形成前述眼底的断层图像;

控制元件,控制前述图像形成元件;

存储元件,用以存储控制信息,前述控制信息表示:前述二维图像和前述断层图像的其中之一图像形成时的、从前述控制元件对前述图像形成元件的控制内容;

其中,前述控制元件是当前述眼底的新的前述其中之一图像形成时,基于前述存储元件所存储的控制信息来控制前述图像形成元件、且形成前述新的前述其中之一图像。

2. 根据权利要求 1 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述第二图像形成元件更包括:

光源;

干涉光产生元件,将前述光源输出的光分割成向前述眼底的信号光和向参照物体的参照光,使经过前述眼底的信号光和经过前述参照物体的参照光进行重迭,产生干涉光;

扫描元件,响应来自前述控制元件的命令,对前述眼底的前述信号光的照射位置进行扫描;以及

检测元件,接受前述产生的干涉光,输出检测信号;

其中前述第二图像形成元件根据前述信号光的照射位置的前述扫描,基于前述输出的检测信号,形成前述眼底的断层图像,

前述控制信息包括扫描控制信息,前述扫描控制信息是表示当前述断层图像形成时,前述扫描元件对前述信号光的照射位置进行扫描时的扫描型态,

前述控制元件是当前述眼底的新断层图像形成时,依据前述扫描控制信息所显示的扫描型态,控制前述扫描元件,使前述扫描元件对前述信号光的照射位置进行扫描。

3. 根据权利要求 2 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描元件是在预定的主扫描方向和副扫描方向上,对前述信号光的照射位置进行扫描,其中前述主扫描方向垂直于前述副扫描方向,

前述第二图像形成元件是沿着前述主扫描方向的多数个前述照射位置的每一个,形成在各个前述照射位置的前述眼底的深度方向的图像,

前述第二图像形成元件基于前述形成的深度方向的图像,形成沿着前述主扫描方向的断层图像,

藉此前述第二图像形成元件形成沿着每一个前述副扫描元件的 2 个或以上的位置的断层图像。

4. 根据权利要求 2 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描控制信息包含扫描位置信息,前述扫描位置信息是表示通过前述扫描元件对前述信号光的照射位置进行扫描的位置,

前述控制元件,当前述新断层图像形成时,控制前述扫描元件,使前述扫描元件在前述扫描位置信息所示的位置,对前述信号光的照射位置进行扫描。

5. 根据权利要求 3 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描控制信息包含扫描位置信息,前述扫描位置信息是表示通过前述扫描元件对前述信号光的照射位置进行扫描的位置,

前述控制元件,当前述新断层图像形成时,控制前述扫描元件,使前述扫描元件在前述扫描位置信息所示的位置,对前述信号光的照射位置进行扫描。

6. 根据权利要求 3 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描控制信息包含扫描轨迹信息,其中前述扫描轨迹信息表示前述扫描元件对前述信号光的照射位置进行扫描的轨迹,

前述控制元件在当前述新的断层图像形成时,控制前述扫描元件,使前述扫描元件沿着前述扫描轨迹信息所示的轨迹,对前述信号光的照射位置进行扫描。

7. 根据权利要求 2 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描元件更包括:反射前述信号光的反射镜以及包含反射镜驱动机构的检流计镜,其中前述反射镜驱动机构响应来自前述控制元件的命令,变更前述反射镜的位置,

前述扫描控制信息包含用来显示前述断层图像形成时的前述反射镜的位置的信息,

前述控制元件在当前述新的断层图像形成时,基于前述扫描控制信息,命令前述反射镜驱动机构,改变前述反射镜的位置。

8. 根据权利要求 3 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描元件更包括:反射前述信号光的反射镜以及包含反射镜驱动机构的检流计镜,其中前述反射镜驱动机构响应来自前述控制元件的命令,变更前述反射镜的位置,

前述扫描控制信息包含用来显示前述断层图像形成时的前述反射镜的位置的信息,

前述控制元件在当前述新的断层图像形成时,基于前述扫描控制信息,命令前述反射镜驱动机构,改变前述反射镜的位置。

9. 根据权利要求 4 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描元件更包括:反射前述信号光的反射镜以及包含反射镜驱动机构的检流计镜,其中前述反射镜驱动机构响应来自前述控制元件的命令,变更前述反射镜的位置,

前述扫描控制信息包含用来显示前述断层图像形成时的前述反射镜的位置的信息,

前述控制元件在当前述新的断层图像形成时,基于前述扫描控制信息,命令前述反射镜驱动机构,改变前述反射镜的位置。

10. 根据权利要求 5 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描元件更包括:反射前述信号光的反射镜以及包含反射镜驱动机构的检流计镜,其中前述反射镜驱动机构响应来自前述控制元件的命令,变更前述反射镜的位置,

前述扫描控制信息包含用来显示前述断层图像形成时的前述反射镜的位置的信息,

前述控制元件在当前述新的断层图像形成时,基于前述扫描控制信息,命令前述反射镜驱动机构,改变前述反射镜的位置。

11. 根据权利要求 6 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述扫描元件更包括:反射前述信号光的反射镜以及包含反射镜驱动机构的检流计镜,其中前述反射镜驱动机构响应来自前述控制元件的命令,变更前述反射镜的位置,

前述扫描控制信息包含用来显示前述断层图像形成时的前述反射镜的位置的信息,

前述控制元件在当前述新的断层图像形成时,基于前述扫描控制信息,命令前述反射

镜驱动机构,改变前述反射镜的位置。

12. 根据权利要求 1 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述图像形成元件更包括固定视线标投影元件,其响应于来自前述控制元件的命令,将固定视线标投影在前述眼底上,其中前述固定视线标是用来使前述受检眼的视线固定,

前述控制信息包含投影信息,前述投影信息是表示前述其中之一图像形成时的前述固定视线标的对眼底的投影位置,

前述控制元件在当前述眼底的新的前述其中之一图像形成时,基于前述投影信息所示的投影位置,命令前述固定视线标投影元件,将前述固定视线标投影在前述眼底上。

13. 根据权利要求 12 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述固定视线标投影元件更包括:固定视线标显示元件,其响应于来自前述控制元件的命令,显示前述固定视线标;及投影光学系统,将显示的前述固定视线标投影在前述受检眼上,

前述投影信息包含表示显示位置的信息,而前述显示位置是当前述其中之一图像形成时,前述固定视线标显示元件显示前述固定视线标,

前述控制元件在当前述其中之一图像形成时,控制前述固定视线标显示元件,使前述固定视线标显示元件在前述投影信息所示的前述显示位置上显示前述固定视线标。

14. 根据权利要求 1 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述第二图像形成元件更包括:

光源;

干涉光产生元件,将前述光源输出的光分割成向前述眼底的信号光和向参照物体的参照光,使经过前述眼底的信号光和经过前述参照物体的参照光进行重迭,产生干涉光;

滤光片,设置在前述参照光的光路上,使前述参照光的光量减少;

滤光片驱动机构,响应于来自前述控制元件的命令,旋转驱动前述滤光片,变更前述参照光的光量的减少量;及

检测元件,接受前述产生的干涉光,输出检测信号;

其中前述第二图像形成元件基于前述输出的检测信号,形成前述眼底的断层图像,

前述控制信息包含参照光量控制信息,其表示前述断层图像形成时的前述参照光的光量的减少量,

前述控制元件在当前述眼底的新断层图像形成时,命令前述滤光片驱动机构,旋转前述滤光片,使前述参照光减少前述参照光量控制信息所示的减少量。

15. 根据权利要求 1 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述第二图像形成元件更包括色散补正元件,其对在前述形成的前述眼底的断层图像上的前述受检眼的色散影响,进行补正,

前述控制信息包含补正参数,其使用于对前述断层图像的前述色散影响的前述补正,

前述控制元件在当前述眼底的新断层图像形成时,使用前述补正参数,命令前述色散补正元件,补正对该新断层图像的前述色散影响。

16. 根据权利要求 1 所述的眼底观察装置,其特征在于:

前述第二图像形成元件更包括:

光源;

干涉光产生元件,将前述光源输出的光分割成向前述眼底的信号光和 向参照物体的参照光,使经过前述眼底的信号光和经过前述参照物体的参照光进行重迭,产生干涉光;

偏光补正元件,响应来自前述控制元件的命令,使前述信号光的偏光方向和前述参照光的偏光方向一致;及

检测元件,基于前述偏光方向一致化的前述信号光和前述参照光,接受前述产生的干涉光,输出检测信号;

其中前述第二图像形成元件基于前述输出的检测信号,形成前述眼底的断层图像,

前述控制信息包含前述偏光方向一致化时的来自前述控制元件对前述偏光补正元件的控制命令,

前述控制元件在前述眼底的新断层图像形成时,基于前述存储元件所存储的前述控制信息,控制前述偏光补正元件。

17. 根据权利要求 1 所述的眼底观察装置,其特征在于:更包括:

输入元件,输入患者识别信息;

前述存储元件将前述控制信息关联到前述患者识别信息并且存储,

前述控制元件在当前述眼底的新的前述其中之一图像形成时,基于与前述患者识别信息相关联的前述控制信息,控制前述图像形成元件。

18. 根据权利要求 1 所述的眼底观察装置,其特征在于:更包括:

前述存储元件,与表示通过前述图像形成元件形成前述其中之一图像的日时的日时信息相关联,并存储前述控制信息,

前述控制元件在当前述眼底的新前述其中之一图像形成时,基于前述日时信息,选择前述控制信息中的最新控制信息,并且基于前述选择的最新控制信息,控制前述图像形成元件。

眼底观察装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于观察受检眼的眼底状态的眼底观察装置。

[0002] 背景技术

[0003] 作为眼底观察装置, 先前以来广泛使用眼底相机。图 11 表示先前普通眼底相机的外观结构的一例, 图 12 表示内设在其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。)。另外, 所谓“观察”, 至少包含观察眼底的拍摄图像的情形 (另外, 也可以包含通过肉眼而进行的眼底观察)。

[0004] 首先, 参照图 11, 对先前的眼底相机 1000 的外观结构进行说明。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及控制杆 4。

[0005] 检查者通过操作控制杆 4, 而能够使台架 3 在基座 2 上进行三维的自由移动。在控制杆 4 的顶部, 配置有要求执行眼底拍摄时而按下的操作按钮 4a。

[0006] 在基座 2 上立设有支柱 5, 并且在该支柱 5 上, 设置有用于载置被检查者的颞部的颞托 6、及作为用以发出使受检眼 E 视线固定视的光源的外部视线固定视灯 7。

[0007] 在台架 3 上, 搭载有容置存储眼底相机 1000 的各种光学系统与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。

[0008] 在本体部 8 的受检眼 E 侧 (图 11 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 的检查者这一侧 (图 11 的纸面的右方向), 设有用肉眼观察受检眼 E 的眼底的目镜部 8b。

[0009] 而且, 本体部 8 上设置有: 用以拍摄受检眼 E 眼底的静止图像照相机 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。静止图像照相机 9 及摄像装置 10 可安装或脱离于本体部 8。

[0010] 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 用于以可更换的方式安装这样的静止图像照相机 9。

[0011] 静止图像照像机 9 或摄像装置 10 为数码摄像方式的场合, 可将该些摄影的眼底图像之影像数据, 传送到与眼底相机 1000 连接的计算机等, 在显示器上显示与观察眼底图像。又, 可将图像数据传送到与眼底相机 1000 连接的图像记录装置, 并数据库化, 可用于作为制作电子病历的电子数据。

[0012] 另外, 在本体部 8 的检查者设有触摸屏 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, 在触摸屏 11 上, 使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。

[0013] 接着,参照图 12,说明眼底相机 1000 的光学系统的结构进行。眼底相机 1000 的光学系统在进行受检眼 E 的眼底 Ef 的摄影之前,对眼底 Ef 进行对准(也就是说,在图 12 所示的 x 方向、y 方向与 z 方向上,使光学系统移动)。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。

[0014] 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、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。

[0015] 观察光源 101,例如用卤素灯构成,发出观察眼底用的固定光(连续光)。聚光镜 102 为用以将观察光源发出的固定光(观察照明光)聚光,并使该观察照明光大致均匀地照射到受检眼底的光学元件。

[0016] 拍摄光源 103,例如由氙气灯构成,是在对眼底 Ef 进行拍摄时进行闪光的拍摄光源。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。

[0017] 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。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。

[0018] 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。液晶显示器 109 显示用以进行受检眼 E 的视线固定的视线固定标(未图示)。

[0019] 照明光圈 110 是为了防闪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。

[0020] 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。

[0021] 具有这样的结构的照明光学系统 100,是以下面所述的形态照亮眼底 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,(此时,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,且经过液晶显示器 109、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 反射的观察照明光沿拍摄光学系统 120 的光轴方向进行,经物镜 113 聚焦而射入受检眼 E,照亮眼底 Ef。

[0022] 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,通过瞳孔上的环状像的中心暗部而从受检眼 E 射出。如此,可防止射入受检眼 E 的观察照明光,对眼底反射光的影响。

[0023] 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。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。

[0024] 其次,说明拍摄光学系统 120,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(quick returnmirror)127 及拍摄媒体 9a 而构成。另外,拍摄媒体 9a 是静止图像照相机 9 的拍摄媒体(CCD、相机胶卷、一次成像胶卷等)。

[0025] 通过瞳孔上的环状像的中心暗部而从受检眼 E 射出的照明光的眼底反射光,通过开孔镜片 112 的孔部 112a 而入射拍摄光圈 121。开孔镜片 112 的是反射照明光的角膜反射光,并且不使角膜反射光混入到射入拍摄光圈 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)。

[0026] 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。

[0027] 阻挡滤光片 122、123 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 插在光路上。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。

[0028] 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。

[0029] 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,快速复原反射镜片 127 斜设配置在光路上,从而使眼底反射光朝向上方反射。

[0030] 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'。

[0031] 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斜设在光路上,从而反射眼底反射光而将其引导向接目镜 130。

[0032] 另外,在使用摄像装置 10 拍摄眼底图像时,切换镜片 129 从光路退出,将眼底反射光导向摄像元件 10a。在此场合,眼底反射光经过中继透镜 131 从镜片 132 反射,由拍摄透镜 133 在摄像元件 10a 上成像。

[0033] 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,为从受检眼 E 的角膜方向所见的眼底 Ef 的二维眼底像的拍摄装置。另一方面,在视网膜的深层存在称为脉络膜或巩膜的组织,希望有观察该些深层组织的状态的技术,而近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,特开 2005-241464 号公报)。

[0034] 在日本专利特开 2003-543 号公报、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) 技术的光图像计测装置 (也称为光学相干断层成像装置等)。这样的眼底观察装置是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 将经过眼底的信号光与由参照物体所反射的参照光重叠而获得的干涉光进行检测并解析,借此可以形成眼底表面乃至深层组织的断层图像。另外,光图像计测装置可以基于多数个断层图像,形成眼底的三维图像。另外,日本专利特开 2003-543 号公报所记载的光图像计测装置,一般称之为傅立叶领域 (Fourier domain) OCT 等。

[0035] 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 (图 12 所示的 z 方向) 的断面。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)。

[0036] 在形成三维图像の場合,沿着多数条扫描线执行 B 扫描,并在藉此获得的多数个断层图像中实施补差处理等,以产生三维图像数据。此三元图像数据与 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。三维图像是显示出将立体数据加以绘制 (rendering) 而得到的、从预定视线方向来看的仿真三维图像。

[0037] 不限于眼科,在一般医疗领域中,例如治疗的经过观察和术前术后观察,对患者同一部位进行多数次的观察 (以下称为“持续观察”)。

[0038] 在眼底的持续观察等,例如为了多数次观察黄斑部、视神经乳突、网膜的剥离部位等的眼底上的瞩目部分,在各次观察中,必须指定瞩目部位的位置,取得图像。

[0039] 但是,例如像视神经一般,要指定眼底上的地标部位的位置是容易的,但是在观察图像上,也存在位置指定上有困难的瞩目部位。特别是,瞩目部位是存在于眼底深层 (例如脉络膜或强膜等) 的场合,其与存在于眼底表面的场合相比较下,对瞩目部位进行指定是困难的。

[0040] 另外,在持续观察等之中,较佳是以相同的条件进行每次的图像摄影。例如,在光图像计测装置中,较佳是受检眼的固定视线位置以及信号光的扫描 (扫描位置和扫描图案) 等的各种条件要相同。

[0041] 但是,在每次摄影指定瞩目部位的位置,又以手输入各种条件,是非常花费时间的。另外,也有忘记之前记录的瞩目部位的位置和摄影条件等,或者弄错位置和条件的设定等等的人为疏失。

[0042] 发明内容

[0043] 本发明第一特征是一种眼底观察装置,其具备包含第一图像形成元件 和第二图像形成元件的图像形成元件,其中第一图像形成元件是经过光学性处理来形成受检眼的眼底的二维表面图像,而第二图像形成元件是以光学方式,对相当于二维表面图像的至少一部分的眼底的表面区域进行扫描,形成眼底的断层图像。眼底观察装置包括 :控制元件,控制图像形成元件 ;存储元件,用以存储控制信息,前述信息包含前述二维表面图像和断层图

像的其中之一图像形成时、从控制元件对图像形成元件的控制命令。其中控制元件是当眼底的新的前述其中之一图像形成时,基于存储元件所存储的控制信息,命令图像形成元件,形成新的前述其中之一图像。

[0044] 本发明的特征是一种眼底观察装置,其特征在于包括:图像形成元件,包含:第一图像形成元件和第二图像形成元件,其中,前述第一图像形成元件通过光学方式取得数据且基于前述所取得的数据来形成受检眼的眼底的表面的二维图像,而前述第二图像形成元件通过光学方式对相当于前述二维图像的至少一部分的前述眼底的表面的区域进行扫描而取得数据且对于前述所取得的数据形成前述眼底的断层图像;控制元件,控制前述图像形成元件;存储元件,用以存储控制信息,前述控制信息表示:前述二维图像和前述断层图像的其中之一图像形成时的、从前述控制元件对前述图像形成元件的控制内容;其中,前述控制元件是当前述眼底的新的前述其中之一图像形成时,基于前述存储元件所存储的控制信息来控制前述图像形成元件、且形成前述新的前述其中之一图像。

[0045] 如以上所述,存储控制信息,其表示眼底的二维图像和断层图像的其中之一图像形成时的图像形成元件的控制内容,同时通过图像形成元件,形成新的上述其中一个图像时,基于存储的控制信息,控制图像形成元件,所以当进行持续观察等第二次以后的检查时,不需要再次进行控制图像形成元件的输入操作,可以谋求眼底的持续观察等的简化。

[0046] 另外,当进行持续观察等第二次以后的检查时,因为过去的图像形成元件的控制内容自动地重现,所以可以防止因手动作业进行输入等时所引起的人为疏失。

[0047] 再者,因为能够以相同的控制内容进行持续观察等的各次图像摄影,可以较佳地进行在持续观察等中的图像比较。

[0048] 附图说明

[0049] 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。

[0050] 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扫描单元的结构的一例的概略结构图。

[0051] 图 3 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。

[0052] 图 4 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。

[0053] 图 5 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的控制系统结构的一例的概略方块图。

[0054] 图 6 是表示本发明的眼底观察装置中操作面板的外观结构的一个例子的示意图。

[0055] 图 7 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。

[0056] 图 8 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 8(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 8(B) 表示各扫描线上扫描点的排列形态的一例。

[0057] 图 9 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。

[0058] 图 10 是表示本发明的眼底观察装置较佳的实施形态的动作的一个例子的流程图。

[0059] 图 11 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 12 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。

具体实施方式

[0061] 以下参照图式对本发明实施形态的一例的眼底观察装置以及其控制程序详细说明。又，对于与先前同样的构成部分，用与图 11、图 12 同样符号。

[0062] 首先，参照图 1-图 7，对本实施形态的眼底观察装置的结构进行说明。图 1 表示本实施形态的眼底观察装置 1 的整体结构的一个例子。图 2 表示眼底相机单元 1A 内的扫描单元 141 的结构。图 3 表示 OCT 单元 150 的结构。图 4 表示演算控制装置 200 的硬件结构的一个例子。图 5 表示眼底观察装置 1 的控制系统的一个例子。图 6 表示设置在眼底相机单元 1A 的操作面板 3a 的结构的一个例子。图 7 表示演算控制装置 200 的控制系统结构的一个例子。

[0063] 整体结构

[0064] 如图 1 所示，眼底观察装置 1 包含与图 11 所示的眼底相机有相同功能的眼底相机单元 1A、存储光图像计测装置（OCT 装置）的光学系统的 OCT 单元 150、执行各种控制处理等的电脑 200 而构成。

[0065] 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。该连接部 151 安装在图 11 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 而光学性连接。对于 OCT 单元 150 的详细结构，以下一边参照图 3 一边进行说明。

[0066] 眼底相机单元的结构

[0067] 眼底相机单元 1A 是一种基于光学方式取得数据（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 11 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 12 示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。

[0068] 另外，在后面会详述，但是在本实施形态的拍摄光学系统 120 的摄像装置 10，为检测具有近红外区域的波长的照明光。在该拍摄光学系统 120 中，另外设有照明光摄像装置 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 的信号光引导到 OCT 单元。

[0069] 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。

[0070] 观察光源 101 输出包含波长例如约 400nm-700nm 的范围的可视区域的照明光。该观察光源 101 相当于本发明的“可视光源”的一例。另外，该拍摄光源 103 输出包含波长例如约 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）。

[0071] 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、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 LCD(Liquid Crystal Display, 液晶显示器) 而构成。

[0072] 在本实施形态的拍摄光学系统 120, 与图 12 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 125、分色镜 136、反射镜片 137、拍摄透镜 139 及 LCD140。

[0073] 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），并且为可供由 OCT 单元的信号光（包含波长例如约 800nm-900nm 范围, 后述）透过的构造。

[0074] 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）。

[0075] 在 LCD140 显示有使受检眼 E 视线固定的内部视线固定标等。由该 LCD

[0076] 140 发出的光经透镜 139 聚光的后, 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、倍率可变透镜 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。

[0077] LCD 140 相当于本发明的“固定视线标显示元件”的一个范例而发挥作用。另外, 将显示的固定视线标投影在受检眼 E 上的上述光学元件群是做为本发明的“投影光学系统”的一个范例而发挥作用。另外, LCD 140 以及上述光学元件群是相当于本发明的“固定视线标投影元件”。

[0078] 摄像元件 10a 为内藏在电视相机等的摄像装置 10 的 CCD 或 CMOS 等的摄像元件, 特别是检测近红外区域的波长的光（即摄像装置 10 为检测近红外光的红外线电视相机）。该摄像装置 10 输出图像讯号, 作为检测近红外光的结果。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 10 拍摄眼底时, 可利用由照明光学系统 100 的拍摄光源 103 输出的近红外区域波长的照明光。

[0079] 另一方面, 摄像元件 12a 为内藏在电视相机等摄像装置 12 的 CCD 或 MOS 等的摄像元件, 特别是检测可视光区域波长的光（即摄像装置 12 为检测可见光的电视相机）。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。

[0080] 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 所输出的光（信号光 LS, 后述），其相当于本发明的“扫描元件”的一个例子而发挥作用。

[0081] 透镜 142 使来自 OCT 单元 150 的信号光 LS 通过连接线 152, 引导成为平行光束, 并将其射入扫描单元 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。

[0082] 图 2 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。

[0083] 检流计镜 141A、141B 是配设可分别以旋转轴 141a、141b 为中心而旋转的反射镜。各检流计镜 141A、141B 通过后述的驱动机构 (图 5 所示的反射镜驱动机构 241、242), 分别以旋转轴 141a、141b 为中心而旋转, 以分别变更其反射面 (反射信号光 LS 的面) 的方向, 亦即分别变更检流计镜 141A、141B 的位置。另外, 本发明的“检流计镜”包含检流计镜 141A、141B (反射镜) 和反射镜驱动机构 241、242。

[0084] 旋转轴 141a、141b 以相互正交的方式而配设。在图 2 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 配设为垂直于该图的纸面。

[0085] 即, 检流计镜 141B 可以向图 2 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。由图 1、图 2 可以明白, 使检流计镜 141A 旋转的话, 信号光 LS 在 x 方向上扫描, 使检流计镜 141B 旋转的话, 信号光 LS 在 y 方向上扫描。

[0086] 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。

[0087] 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 使束径逐渐放大而行进, 但通过该透镜 142 而成为平行光束。相反, 信号光 LS 的眼底反射光通过该透镜 142 而朝向端面 152b 聚焦。

[0088] OCT 单元的结构

[0089] 接着, 参照图 3 说明 OCT 单元 150 的结构。如同图所示, 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 检测出的数据), 形成前述眼底的断层图像, 为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。演算控制装置分析此信号, 形成被测定物体 (眼底 Ef) 的图像。

[0090] 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。该低相干光源 160 相当于本发明的“光源”的一例。

[0091] 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。

[0092] 另外, 光耦合器 162 具有光分割元件 (分光器) 及光重叠的元件 (耦合器) 双方

的功能,但惯用名叫“光耦合器”。

[0093] 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,并由参照镜片 174(参照物体)而反射。

[0094] 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。

[0095] 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 的色散特性一致的组件而发挥作用。

[0096] 另外,密度滤光片 173 是做为使参照光光量减少的减光滤光片而作用。例如由旋转型的 ND(nature density) 滤光片构成。此密度滤光片 173 通过包含马达等驱动装置的驱动机构(后述密度滤光片驱动机构 174,参照图 5)而被旋转驱动,藉此改变参照光 LR 的光量减少量。通过此方式,可以改变对干涉光 LC 的产生有贡献的参照光 LR 的光量。

[0097] 此密度滤光片 173 相当于本发明的“滤光片”的一个例子而发挥作用。另外,密度滤光片驱动机构 244 相当于本发明的“滤光片驱动机构”的一个例子而发挥作用。

[0098] 又,参照镜 174 为可沿参照光 LR 的进行方向(图 3 所示的箭头方向)移动的构造。因此,能够对应受检眼 E 的眼轴长度,确保参照光 LR 的光路长度。另外,参照镜 174 的移动可利用含有电动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 5)进行。

[0099] 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。总的,光纤 164、152a 只要可以在眼底相机单元 1A 与 OCT 单元 150 的间传送信号光 LS 即可。

[0100] 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、倍率可变透镜 124、拍摄光圈 121、开孔镜片 112 的孔部 112a 与物镜 113,而入射受检眼 E(此时,如下所述,阻挡滤光片 122、123 分别从光路中退出)。

[0101] 入射受检眼 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,信号光 LS 的眼底反射光成为包含反映眼底 Ef 的表面形态的信息、及反映在深部组织的折射率边界的背后散射(backscattering)的状态的信息的光。将该光简称为“信号光 LS 的眼底反射光”。

[0102] 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 通过单模光纤等构成的光纤 165,被引导向分光仪 180。

[0103] 此处,本发明的“干涉光产生元件”由至少包含光耦合器 162、光纤 163、164 与参照镜片 174 的干涉仪所构成。另外,本实施形态中是采用了迈克尔逊型干涉仪(Michelson

interferometer),但也可以适当采用例如马赫-曾德(Mach-Zehnder)型等任意类型的干涉仪。

[0104] 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(检测机构)来代替CCD184。如上述的光检测元件为相当本发明的“检测装置”的一例。

[0105] 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)。所分光干涉光LC通过成像透镜183而在CCD184的摄像面上成像。CCD184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。

[0106] 演算控制装置的构造

[0107] 其次,说明演算控制装置200的构造。此演算控制装置200相当于本发明的“计算机(computer)”的一个例子。

[0108] 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CCD184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。

[0109] 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,形成眼底Ef的表面(网膜)形态的二维图像(的图像数据)。

[0110] 而且,演算控制装置200执行眼底相机单元1A的各部分的控制、以及OCT单元150的各部分的控制。

[0111] 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、倍率可变透镜124的移动控制(倍率的控制)的控制等。而且,演算控制装置200对扫描单元141内的检流计镜141A、141B的旋转动作进行控制。

[0112] 另一方面,OCT单元150的控制,是进行低相干光源160的低相干光的输出控制、参照镜174的移动控制、密度滤光片173的旋转动作(参照光LR的光量减少量的变更动作)的控制、CCD184的蓄积时间的控制等。

[0113] 参照图4,对如上所述发挥作用的演算控制装置200的硬件结构进行说明。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)、RAM202、ROM203、硬盘驱动器(HDD,Hard DiskDriver)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。这些各个部分是通过总线200a而连接。

[0114] 另外,演算控制装置200也可以具备卡片阅读机等读取装置,用以读取患者卡片的记录内容,患者卡片记录着包含患者ID等的患者识别信息的患者信息。此卡片阅读机例如是连接到形成演算控制装置200的计算器的未图示USB(Universal Serial Bus)端口等的连接器而使用的。读取患者识别信息并且输入到演算控制装置200的读取装置,是相当于本发明的“输入元件”的一个例子而发挥功能。

[0115] 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RAM202上,以此在本发明中执行特征性动作。此控制程序204a相当于本发明的“控制眼底观察装置的程

序”的一个例子。

[0116] 而且,微处理器 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等的控制等。另外,微处理器 201 如通常一般,具备提供日期信息与时刻信息等的日时信息。

[0117] 键盘 205、鼠标 206 及显示器 207 是作为眼底观察装置 1 的用户接口而使用的。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。

[0118] 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。

[0119] 另外,也可以架构成使预定的输入画面显示在显示器 207 上,并且操作键盘 205、鼠标 206,在该输入画面上输入患者识别信息。在此场合,该用户接口使用做为本发明的“输入元件”的一个例子。

[0120] 另外,眼底观察装置 1 的用户接口并不限于这样的结构,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。

[0121] 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。

[0122] 眼底图像形成板 208a 的动作,为依据眼底相机单元 1A 的摄像装置 10,或摄像装置 12 的图像信号形成眼底图像的图像数据的专用电子电路。

[0123] 又,OCT 图像形成板 208b 的动作为依据 OCT 单元 150 的分光仪 180 的 CCD184 的检测信号形成眼底 Ef 的断层图像的图像数据的专用电子电路。

[0124] 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。

[0125] 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,或从 OCT 单元 150 的 CCD 184 输出的检测信号,进行对图像形成板 208 的输入等。此时,通信接口 209 的动作为将从摄像装置 10、12 的图像信号输入眼底图像形成板 208a,将从 CCD184 的检测信号输入 OCT 图像形成板 208b。

[0126] 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,存储控制程序 204a 的服务器是设置在网络上,并且,将演算控制装置 200 构成为该服务器的客户终端。通过此方式,本发明的动作可以在眼底观察装置 1 上执行。

[0127] 控制系统的结构

[0128] 参照图 5-7,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 5 所示的方块图中,特别记载在眼底观察装置 1 具备的结构中关于本发明的动作和处理相关的部分。另外,在图 6 记载设置在眼底相机 1A 的操作面板 3a 结构的一个例子。在

图 7 所示的方块图中,记载演算控制装置 200 的详细结构。

[0129] 控制部

[0130] 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 CPU 201、RAM 202、ROM 203、硬盘驱动器 204(控制程序 204a)、通信接口 209 而构成。

[0131] 控制部 210 通过根据控制程序 204a 而动作的微处理器 201,执行上述控制处理。尤其是,针对眼底相机单元 1A,进行使检流计镜 141A、141B 位置改变的镜片驱动机构 241、242 的控制,或利用 LCD 140 的内部固定视线标的显示动作的控制等等。另外,针对 OCT 单元 150,执行低相干光源 160 和 CCD 184 的控制、使密度滤光片 173 旋转的密度滤光片驱动机构 244 的控制、使参照反射镜 174 在参照光 LR 的行进方向上移动的参照反射镜驱动机构 243 的控制等等。

[0132] 从而能够使检流计镜 141A、141B 分别独立动作,或者是执行参照镜片驱动机构 243 的控制,而使参照镜片 174 在参照光 LR 的行进方向上移动等等。

[0133] 而且,控制部 210 执行如下控制: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,并列显示在用户接口 240 的显示器 207 上。这些眼底图像,可分别在显示器 207 显示,也可以并排同时显示。另外,关于控制部 200 的详细结构,后面会基于图 7 来说明。

[0134] 图像形成部

[0135] 图像形成部 220 为进行依据眼底相机单元 1A 的摄像装置 10、12 的图像信号,形成眼底图像的图像数据的处理,以及依据 OCT 单元 150 的 CCD 184 的检测信号,形成眼底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 的结构。图像形成部 220 相当于本发明的“图像形成装置”的一个例子。另外,“图像”以及与其对应的“图像数据”也有视作相同的情况。

[0136] 在此,本发明的“第一图像形成元件”例如包含:取得眼底 Ef 的表面二维图像的眼底相机 1A 的各部分以及图像形成部 220(眼底图像形成板 208a)。另外,“第二图像形成元件”例如包含:取得眼底 Ef 的断层图像的眼底相机 1A 的各部分、OCT 单元 150、图像形成部 220(OCT 图像形成板 208b) 以及图像处理部 230。另外,本发明的“图像形成元件”例如包含构成第一图像形成元件的上述各部分以及构成第二图像形成元件的上述各部分。

[0137] 图像处理部

[0138] 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,进行依据由 OCT 单元 150 的检测信号,依据眼底 Ef 的断层图像,形成眼底 Ef 的三维图像的图像数据的处理,或进行眼底图像的亮度调整等各种修正处理等。

[0139] 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) 或 voxel 数据等等。在显示基于立体数据的图像时,图像处理部 230 对此体数据进行绘制(rendering)(立体绘制或 MIP(Maximum IntensityProjection:最大值投影)),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。

[0140] 另外,与先前技术类似,图像处理部 230 执行对相当于眼底 Ef 的断层图像中所包含的各种层(网膜等)的图像区域、相当于层与层的边界的图像区域进行抽出的处理。更及于此抽出结果,执行对层厚度进行演算的处理。

[0141] 进行上述处理的图像处理部 230 包括微处理器 201、RAM 202、ROM 203 与硬盘驱动器 204(控制程序 204a)等。

[0142] 用户接口

[0143] 如图 7 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 等操作设备所构成的操作部 240B。操作部 240B 与前述卡片阅读机等的读取装置相同,也做为本发明的“输入元件”的一个例子而发挥功能。

[0144] 操作面板

[0145] 对眼底相机单元 1A 的操作面板 3a 进行说明。例如如图 11 所示,此操作面板 3a 是配设在眼底相机单元 1A 的架台上。本实施例的操作面板 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 的表面二维图像而使用于操作要求的输入的操作部;以及为了取得眼底 Ef 的断层图像而使用于操作输入的操作部(旧有结构只有前者的操作部)。通过此方式,也可以和操作旧有的眼底摄影机时相同的要领,进行对 OCT 的操作。

[0146] 如图 6 所示,在本实施例的操作面板 3a,设置有菜单切换键 301、裂像(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、焦段切换键 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。按键

[0147] 菜单切换键 301 是一种切换键,其用来操作以显示用户为了选择指定各种菜单(摄影眼底 Ef 的表面二维图像或断层图像等时的摄影菜单,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。

[0148] 分割切换键 302 是用在切换对焦用的裂像亮线(参照如特开平 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,为了使此裂像亮线投影在受检眼的 E 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,控制裂像亮线投影部,使裂像亮线投影到受检眼 E。

[0149] 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:为了增加摄影光量的摄影光量增加切换键“+”、为了减少摄影光量的摄影光量减少切换键“-”以及为了将摄影光量设定在预定的初期值(内设值)的复位切换键(中央按钮)。当操作摄影光量切换键 303 的其中一个,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,控制摄影光源 103,调整摄影光量。

[0150] 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 设有例如为了调整观察光源 101 的输出光量(观察光量)的观察光量增加切换键“+”和为了减少观察光量的观察光量减少切换键“-”。当操作观察光量切换键 304 的其中一个,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,控制观察光源 101,调整观察光量。

[0151] 颞托切换键 305 是让图 11 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 的其中一个,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。

[0152] 摄影切换键 306 是一种切换键,作为触发键(trigger switch)而操作,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,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,同时基于检测干涉光 LC 的 CCD 184 所输出的检测信号,使图像形成部 220(及图像处理部 230)形成的眼底 Ef 断层图像显示在显示部 240A 或触摸屏 11。

[0153] 焦段切换键 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)。在每次操作此焦段切换键 307 时,例如交替地设定成摄影画角为 45 度和 22.5 度。当操作此焦段切换键 307,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。

[0154] 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(来自摄像装置 12 的图像信号)显示在显示部 240A 或触摸屏 11 时,若操作图像切换键 308,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,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。

[0155] 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 LCD 140 的表面上的相异位置。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。

[0156] 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上设置有: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、使移动到预定初期位置(内设置位置)的复位切换

键。控制部 310 当接受到来自上述任一切换键的操作信号时,对应该操作信号控制 LCD 140,藉此使内部固定视线标的显示位置移动。

[0157] 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,接受该操作信号的控制部 210 变更显示在 LCD 140 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”之间交互切换。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,对应该操作信号控制 LCD 140,藉此变更内部固定视线标的显示尺寸。

[0158] 模式替换旋钮 312 是一种被旋转操作、用以选择各种摄影模式(对眼底 Ef 的二维图像进行摄影的眼底摄影模式、进行信号光 LS 的 B 扫描的 B 扫描模式、使信号光 LS 进行三维扫描的三维扫描模式等等)的旋钮。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,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。

[0159] 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,对眼底相机单元 1A 的图像信号的图像形成部 220 等的处理,与先前的处理相同,故省略。

[0160] 关于信号光的扫描

[0161] 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。

[0162] 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。

[0163] 图 8 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 8(A) 表示从信号光 LS 入射受检眼 E 的方向观察眼底 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 8(B) 表示眼底 Ef 上的各扫描线上扫描点(进行图形计测的位置;信号光 LS 的照射位置)的排列形态的一例。

[0164] 如图 8(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-m) 扫描信号光 LS 时,产生干涉光 LC 的检测信号。

[0165] 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。

[0166] 在各扫描线 Ri 上,如图 8(B) 所示,预先设定有多个(n 个)扫描点 Ri1-Rin。

[0167] 为了执行图 8 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 入射于扫描开始位置 RS。CCD 184 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。

[0168] 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。CCD 184 接收该信号光 LS 的扫描点 R12 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。

[0169] 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, 以此获取与各扫描点的干涉光 LC 相对应地从 CCD 184 所输出的检测信号。

[0170] 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 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-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。

[0171] 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。

[0172] 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 R_{ij} (i = 1-m, j = 1-n) 的 $m \times n$ 个检测信号。以下, 将对应于扫描点 R_{ij} 的检测信号表示为 D_{ij} 。

[0173] 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 (输出要求信号) 相对于低相干光源 160 的发送时序互相同步而实现。

[0174] 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 R_i 的位置或各扫描点 R_{ij} 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 (扫描点坐标信息) 与先前同样用于图像形成处理中。

[0175] 关于图像形成处理

[0176] 以下, 针对图像处理部 220 及图像形成处理部 230 的 OCT 图像有关的处理, 说明其中之一例。

[0177] 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。

[0178] 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} , 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。

[0179] 图 9 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, 对于各扫描线 R_i , 根据其上的 n 个扫描点 R_{i1} - 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} - R_{in} 的位置信息 (上述扫描点坐标信息), 决定各扫描点 R_{i1} - R_{in} 的排列及间隔, 并形成该扫描线 R_i 。

[0180] 经过以上的处理, 可获得副扫描方向 (y 方向) 上不同位置上的 m 个断层图像 (断

层图像群)G1-Gm。这里的各断层图像 G1-Gm 的图像数据相当于图 7 的图像数据 Ga 等(后述)。

[0181] 接着,说明图像处理部 230 的眼底 Ef 的三维图像的形成处理。眼底 Ef 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 220 进行在邻接的断层图像 Gi、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 Ef 的三维图像。

[0182] 此时,图像处理部 230 参照各扫描线 Ri 的位置信息而决定各扫描线 Ri 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 Rij 的位置信息(上述扫描点坐标信息)与深度方向的图像的 z 坐标,设定三维坐标系(x、y、z)。

[0183] 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眼底 Ef 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眼底 Ef 的断层图像。

[0184] 另外,图 9 所示的图像 Gmj 表示扫描线 Rm 上的扫描点 Rmj 上深度方向(z 方向)的图像。同样,可用“图像 Gij”表示在上述第 1 阶段的运算处理中所形成的、各扫描线 Ri 上的各扫描点 Rij 上深度方向的图像。

[0185] 演算控制装置的详细结构

[0186] 一面参照图 7 一面说明关于演算控制装置 200 的详细结构。在此,说明演算控制装置 200 的控制部 210 和图像处理部 230 的结构。

[0187] 在控制部 210,设置有主控制部 211、图像存储部 212、信息存储部 213 以及位置信息产生部 214。另外,在图像处理部 230,设置有色散补正部 231。接着分别说明构成控制部 210 和图像处理部 230 的各部分。

[0188] 色散补正部

[0189] 首先,说明图像处理部 120 的色散补正部 231。信号光 LS 在当通过受检眼 E 的内部(水晶体和玻璃体)时,受到该组织产生的色散的影响。此色散影响也反映在干涉光上。色散补正部 231 是对在眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 上的受检眼 E 的色散影响进行补正。此色散补正处理可以任意地应用公知的色散补正算法。

[0190] 色散补正部 231 与一般的色散补正处理相同,对眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga(补正对象图像)的图像数据,施以用了预定补正参数的上述色散补正算法,藉此,进行对在当该补正对象的色散影响进行补正的处理。此色散补正部 231 相当于本发明的“色散补正元件”的一个范例而发挥功能。

[0191] 主控制部

[0192] 接着,说明主控制部 210 的结构。首先,主控制部 211 是执行前述眼底观察装置 1 的各部分的控制,并包含随着控制程序 204a 来进行处理的微处理器 201 等。

[0193] 另外,主控制部 211 产生日期时间信息,以显示实施眼底 Ef 检查(眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 的取得)的日期时间。此日期时间信形至少是包含该检查的日期(实施检查的时刻不一定要包括进来)。此主控制部 211 相当于本发明的“控制元件”的一个范例而发挥功能。

[0194] 图像存储部

[0195] 图像存储部 212 存储图像形成部 220 所形成的眼底 Ef 的表面的二维图像（眼底图像 Ef'）的图像数据 212a 和断层图像（的图像数据）Ga。对图像存储部 212 的图像数据的存储处理以及从图像存储部 212 的图像数据的读取处理是，通过主控制部 211 而执行的。图像存储部 212 是以包含硬盘驱动器 204 等的存储装置而构成的。

[0196] 信息存储部

[0197] 信息存储部 213 存储控制信息，其表示眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 形成时的装置各部的主控制部 211 的控制内容。控制信息 213a 如后所述，将拍摄有眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 等的患者的患者识别信息等的患者信息、进行拍摄的日期时间信息等、与取得该图像的检查相关连的检查信息均（与检查信息附上关联性）存储在信息存储部 213。

[0198] 更详细地说明控制信息 213a。控制信息 213a 中，例如包含关于信号光 LS 的扫描的扫描控制信息、关于内部视线固定标的对眼底 Ef 的投影位置的投影位置控制信息、密度滤光片 173 的参照光 LR 的光量减少的参照光量控制信息、在眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 的色散校正处理中的色散校正参数等的信息。接着，分别说明控制信息 213a 中所含的信息。

[0199] 扫描控制信息

[0200] 首先，说明扫描控制信息。此扫描控制信息是一种信息，其表示在眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 形成时、利用扫描单元 141（检流计镜 141A、141B、反射镜驱动机构 241、242）的信号光 LS 对眼底 Ef 照射的照射位置的扫描态样。在此，“扫描态样”是至少包含关于对眼底 Ef 的信号光 LS 的照射位置的排列、间隔与轨迹等的态样。

[0201] 以信号光 LS 如图 8 所示方式来扫描的场合为范例，进行说明。如同图所示的扫描例中，信号光 LS 一开始是向扫描开始位置 RS（扫描点 R11）照射。接着，将照射位置移动到 -x 方向上离开预定距离（表示一定， Δx ）的扫描点 R12，照射信号光 LS。同样地，使信号光 LS 的照射位置在 -x 方向上依序每次移动 Δx ，在各扫描点 R1j 照射信号光 LS，结束沿着扫描线 R1 的扫描。

[0202] 当信号光 LS 照射到扫描线 R1 上的最后扫描点 R1n 时，将照射位置移动到第二扫描线 R2 上的最初扫描点 R21，照射信号光 LS。在此，相邻扫描线 Ri、R(i+1) 的（在 y 方向的）间隔以 Δy 表示。接着，与第一扫描线 R1 上的扫描相同，进行扫描线 R2 上的各扫描点 R2j 的扫描。以此要领，到最后（第 m）扫描线 Rm 上的最后扫描点 Rmm 为止，使照射位置依序移动并且照射信号光 LS。

[0203] 对应此扫描例的扫描控制信息是例如下面所述一般。如前所述，信号光 LS 对 x 方向的扫描是通过对检流计镜 141A 进行控制而实行的，对 y 方向的扫描是通过对检流计镜 141B 进行控制而实行的。

[0204] 此时的扫描控制信息例如包括下面 5 个信息：

[0205] (i) 表示在扫描开始位置 RS（扫描点 R11）照射信号光 LS 时的检流计镜 141A、141B 位置的信息；

[0206] (ii) 与相邻于扫描线 Ri 方向（x 方向）的扫描点 Rij、Ri(j+1) 的间隔 Δx 相当的检流计镜 141A 的位置（反射面的方向）的位移 $\Delta \theta_x$ 的信息（x 方向扫描间隔信息）；

[0207] (iii) 与相邻扫描线 Ri、R(i+1) 的间隔 Δy 相当的检流计镜 141B 的位置（反射面的方向）的位移 $\Delta \theta_y$ 的信息（y 方向扫描间隔信息）；

[0208] (iv) 表示扫描线 R1-Rm 的数目 (m 个) 的扫描线数信息;

[0209] (v) 表示在各扫描线 Ri 上扫描点 Ri1-Rin 数目的扫描点数信息。

[0210] 上面 (i)-(v) 的信息是表示图 8 所示的信号光 LS 在扫描的各扫描点 Rij 位置的信息, 亦即其信息为表示在各扫描点 Rij 照射信号光 LS 以进行扫描的检流计镜 141A、141B 的位置 (表示前述照射位置的排列和间隔的信息)。上面 (i)-(v) 的信息是表示扫描点 Rij 的位置和个数、相邻扫描点的间隔等和信号光 LS 的扫描位置的信息, 其相当于本发明的“扫描位置信息”的一个范例。

[0211] 在此, 扫描控制信息也可以仅包含表示扫描点排列型态的信息 (排列信息), 也可以仅包含相邻扫描点的间隔 (x 方向的间隔以及 / 或 y 方向的间隔)。

[0212] 再者, 扫描控制信息可以包含表示信号光 LS 的照射位置的轨迹的信息 (扫描轨迹信息)。该扫描轨迹信息是表示在数个扫描点依序照射信号光 LS 的照射位置时, 信号光 LS 的照射顺序的信息。

[0213] 例如, 在图 8 所示的排列成 m 列 n 行的扫描点 R11-Rmn 中, 首先对第一列 (扫描线 R1) 的扫描点 R11-R1n 在 -x 方向上依序扫描照射位置, 接着对第二列的扫描点 R21-R2n 在 -x 方向上依序扫描照射位置。这种扫描进行到最后一列 (扫描线 Rm) 的最后扫描点 Rmn。

[0214] 在此场合, 做为排列成 m 列 n 行的扫描点 R11-Rmn 的扫描轨迹信息, 得到照射顺序为 “R11 → R12 → …… → R1n → R21 → …… → Rmn。当扫描点的排列信息 (m 列 n 行) 包含在扫描控制信息中, 此扫描轨迹信息如图 8A 所示, 成为表示锯齿状的信号光 LS 扫描轨迹的信息, 其在 -x 方向上依序移动平行的扫描线 R1-Rm。

[0215] 另外, 就算是扫描点的排列相同, 也可以定义出 2 个或以上的相异扫描轨迹, 这是很明确的。例如, 就算是如图 8 所示的 m 列 n 行的排列, 可以应用像在 -x 方向上扫描奇数号数的列且在 +x 方向扫描偶数号数的列的扫描轨迹, 也可以应用沿着在 y 方向的 n 个扫描线的扫描线进行扫描的扫描轨迹。

[0216] 另外, 如本案发明人在特愿 2005-337628 号所揭示的一般, 在多数条扫描线彼此交叉 (与主扫描方向交叉的方向) 的方向上进行扫描 (断层图像的位置修正用的扫描) 的场合, 可以在扫描轨迹信息中包含表示该斜扫描轨迹的信息。

[0217] 另外, 在进行前述 B 扫描的场合、在沿着螺旋状轨迹扫描多数个扫描点的场合或在沿同心圆状轨迹扫描的场合, 可以在扫描轨迹信息中包含表示该轨迹的信息。当然, 即使在沿着其它形状轨迹的场合, 可以在扫描轨迹信息中包含表示该轨迹的信息。

[0218] 另外, 即使在包含多数个扫描点的排列信息与间隔信息的场合, 可以形成扫描轨迹信息。例如, 可以形成表示锯齿状、斜扫描、螺旋状、同心圆状等的扫描图案 (种类, pattern) 的扫描轨迹信息。

[0219] 投影位置控制信息

[0220] 投影位置控制信息是表示内部固定视线标的对眼底 Ef 的投影位置的信息。内部固定视线标是如前所述, 将 LCD 140 所显示的图像导引并投影到眼底 Ef。投影位置控制信息例如包含以下信息, 表示在取得眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 时内部固定视线标 (的图像) 的在 LCD 140 上的显示位置。

[0221] 一般而言, 在 LCD 等的显示装置的显示画面上像素是排列成二维的方式, 二维坐标系的坐标值是预先分配给各像素。当使内部固定视线标显示在 LCD 140 上时, 主控部

211 通过对形成内部固定视线标图像的像素进行指定,使图像显示在显示画面上的预定位置。此时,主控制部 211 根据对应于前述操作面板 3a 的固定视线包切换开关 309 与固定视线标位置调整开关 310 的操作,决定内部固定视线标的图像的显示位置。

[0222] 参照光量控制信息

[0223] 参照光量控制信息是表示断层图像 Ga 取得时,密度滤光片 173 造成的参照光 LR 的光量减少量的信息。密度滤光片 173 如前所述一般,通过利用密度滤光片驱动机构 244 来旋转,变更参照光 LR 的光量减少量。

[0224] 此时,主控制部 211 例如根据对应于操作部 240B 的操作,控制密度滤光片驱动机构 244,使密度滤光片 173 旋转。藉此,密度滤光片 173 配置在参照光 LR 的光路,使得仅以该操作所指示的减少量,减少参照光 LR 的光量。

[0225] 参照光量控制信息包含表示此时的密度滤光片 173 的配置状态的信息。此信息例如是可以表示密度滤光片 173 的从旋转的基准位置(预先设定)开始的旋转角度。

[0226] 色散校正参数

[0227] 色散校正参数是使用在利用前述色散校正部 231 的眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 的色散校正处理的参数。

[0228] 控制信息产生部

[0229] 控制信息产生部 214 是进行以下处理:基于取得眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 时主控制部 211 对各装置的控制内容,产生控制信息 213a。更具体地来说,控制信息产生部 214 例如基于对应于使用操作面板 3a 或操作部 240B 等而由使用者设定的设定内容的各装置的控制内容,产生控制信息 214a。

[0230] 说明扫描控制信息的产生处理的一个例子。扫描控制信息如前所述,是表示取得断层图像 Ga 时信号光 LS 的照射位置的扫描型态的信息。控制信息产生部 214 从主控制部 211 取得主控制部 211 对反射镜驱动机构 241、242 的控制内容(也就是说,利用反射镜驱动机构 241、242 的检流计镜 141A、141B 的反射面的方向变更型态),产生扫描控制信息。

[0231] 例如,在执行图 8 所示的信号光 LS 的扫描时,主控制部 211 控制反射镜驱动机构 241、242,藉以在 m 列 n 行的扫描点 R_{mn} 依序照射信号光 LS。主控制部 211 将传送到反射镜驱动机构 241、242 的控制信号的内容(扫描控制信息,检流计镜 141A、141B 的旋转角度。例如,以传送到反射镜驱动机构 241、242 的控制脉冲数表示)传送到控制信息产生部 214。

[0232] 控制信息产生部 214 基于此扫描控制信息,分别产生前述的扫描开始位置信息、x 方向扫描间隔信息、y 方向扫描间隔信息、扫描线数目信息、扫描点数信息以及扫描轨迹信息,做为控制信息 213a 的扫描控制信息。

[0233] 接着,说明投影位置控制信息的产生处理的一个例子。投影位置控制信息如前所述,是表示内部固定视线标的对眼底 Ef 的投影位置的信息。例如,主控制部 211 当将内部固定视线标的图像显示在 LCD 140 上时,将该图像的像素坐标值(投影控制信息,在所述二维坐标系的坐标值)的信息传送到控制信息产生部 214。

[0234] 控制信息产生部 214 将该投影控制信息所示的内部固定视线标的像素的坐标值,亦即在 LCD 140 的显示画面上的内部固定视线标的图像显示位置的信息,做为控制信息 213a 的投影位置控制信息。

[0235] 接着,说明参照光量控制信息的产生处理。参照光量控制信息如前所述,是表示密

度滤光片 173 造成的参照光 LR 的光量减少量的信息。控制信息产生部 214 从主控制部 211 接收主控制部 211 对密度滤光片驱动机构 244 的控制内容,即利用密度滤光片驱动装置 244 的密度滤光片 173 的旋转角度的信息(光量控制信息),做为控制信息 213a 的参照光量控制信息。

[0236] 在此,光量控制信息是包含从前述基准位置的旋转角度(例如,由传送到密度滤光片驱动机构 244 的控制脉冲数来表示)。

[0237] 接着,说明色散补正参数的产生处理。色散补正部 214 若执行对断层图像 Ga 的色散补正处理,将该处理使用的色散补正参数传送到主控制部 211。主控制部 211 将该色散补正参数传送到控制信息产生部。控制信息产生部 214 产生包含此色散补正参数的控制信息 213。

[0238] 另外,例如在从预先存储的多数个个色散补正参数中择一使用的场合,也可以在各色散补正参数中预先给予识别信息,并且产生包含该识别信息的控制信息 213a。

[0239] 主控制部 211 进行以下处理,将控制信息产生部 214 产生的控制信息 213a 存储到信息存储部 213。此时,主控制部 211 将

[0240] 显示眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 的取得日期时间的日时信息,以及从前述读取装置和用户接口 240 输入患者识别信息,分别与控制信息 213a 加上关联性,存储到信息存储部 213。另外,显示检查日期时间的日时信息和检查对象患者的患者是别信息也有将其总称为检查信息的情况。

[0241] 动作

[0242] 接着说明具有上述架构的眼底观察装置 1 的动作。图 10 表示眼底观察装置 1 的使用型态的一个例子的流程示意图。

[0243] 首先前提是有对应于过去实施的检查的控制信息 213a 存储在信息存储部 213 中。控制信息 213a 是与对应的检查信息相关联而存储,基于患者识别信息和日时信息,存储每个患者和各检查。

[0244] 接着,说明对在持续观察等的回诊患者进行检查(图像的取得)的场合。此外,在对初诊患者进行检查时,与先前技术相同,以手动作业方式进行眼底观察装置 1 的各部设定。

[0245] 一开始,使用卡片阅读机等的读取装置和用户接口 240,进行患者识别信息的输入(S1)。主控制部 211 从信息存储部 213 检索与输入的患者识别信息相关联的控制信息 213a(S2)。检索到的控制信息 213a 为多数个的场合(S3;Y),主控制部 211 参照与各控制信息 213a 相关联的日时信息,选择最新的控制信息 213a(S4)。此最新的控制信息是前次回诊时的控制信息。

[0246] 用户(检查者)将患者(受检者)的下巴(颞)至放在颞托上,将眼底相机单元 1A 与受检眼 Ef 对准。

[0247] 主控制部 211 基于控制信息 213a 所包含的投影位置控制信息,将内部固定视线标(的图像)显示在 LCD 140 上(S6)。藉此,与上次回诊相同,将内部视线固定标显示在 LCD 140 的显示位置,并将内部视线固定标投影到与前次回诊时大致相同的眼底 Ef 上的位置。在此,在步骤 S5 的对准,因为 与前次回诊时间会有为小的误差存在,所以是将内部固定视线标投影到“几乎”与前次回诊时相同的位置上。

[0248] 在此,例如将观察光源 101 点亮,使眼底 Ef 的观察图像显示在触摸屏 11 或显示部 240A 上。接着,观察该观察图像,并且根据所需,操作固定视线标位置调整开关 310,调整受检眼 E 的固定视线位置。

[0249] 接着,主控制部 211 基于控制信息 213a 所包含的参照光量减少信息,控制密度滤光片驱动机构 244,使密度滤光片 173 旋转 (S7)。藉此,设定成与前次诊察相同的参照光 LR 的光量减少量。

[0250] 另外,主控制部 211 将控制信息 213a 所包含的色散补正参数传送到色散补正部 231 (S8)。

[0251] 此外,为了进行眼底 Ef 的图像摄影,可适当地进行需要的各种设定。

[0252] 装置各部分的设定结束后,用户操作摄像开关 306,进行受检眼 Ef 的眼底图像 Ef' 的摄影 (S9)。拍摄到的眼底图像 Ef' 的图像数据 212a 通过主控制部 211 保存在图像存储部 212。

[0253] 接着,主控制部 211 依据控制信息 213a 所包含的扫描控制信息,控制反射镜驱动机构 241、242,扫描信号光 LS 的照射位置 (照射目标位置),并且以在各扫描点 Ri j 扫描照射位置的定时,点亮低相干光源 160 (也就是,进行取得断层图像的计测) (S10)。

[0254] 照射到各扫描点的信号光 LS 与参照光 LR 重迭,产生干涉光 LC。产生的干涉光 LC 通过光谱计 180 的 CCD 184 检测出来。

[0255] 图像形成部 220 基于来自检测出干涉光 LC 的 CCD 184 的检出信号,形成眼底 Ef 的断层图像的图像数据 Ga (S11)。

[0256] 主控制部 211 将形成的断层图像的图像数据 Ga 传送到图像处理部 230 的色散补正部 231。色散补正部 231 使用在步骤 S8 接收到的色散补正参数,执行对断层图像图像数据 Ga 色散补正处理 (S12)。做了色散补正的断层图像 Ga 传送到主控制部 211,并保存在图像存储部 212。

[0257] 主控制部 211 将显示在本次检查 (图像取得) 控制装置各部分时的控制内容,传送到控制信息产生部 214 (S13)。做为显示该控制内容的信息,例如有显示在步骤 S6 的内部固定视线标的显示位置 (调整的场合是调整后的显示位置) 的信息、显示在步骤 S7 设定的参照光 LS 的光量减少量的信息、在步骤 S12 的色散补正处理中应用的色散补正参数等。

[0258] 另外,主控制部 211 将本次检查的日时信息和在步骤 S1 所输入的患者识别信息 (检查信息) 传送到控制信息产生部 (S14)。

[0259] 控制信息产生部 214 基于在步骤 S13 接收到的信息,产生本次检查的控制信息 213a,同时将此控制信息 213a 与步骤 S14 接收到的信息 (检查信息) 加上关联 (S15)。主控制部 211 将本次检查的控制信息 213a 和检查信息存储到信息存储部 213 (S16)。

[0260] 以上结束本次的检查。在下次检查,参照步骤 S16 所存储的本次检查的控制信息 213a。

[0261] 作用与效果

[0262] 说明上述的眼底观察装置 1 的作用和效果。眼底观察装置 1 是形成眼底 Ef 眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga,其作用有存储用来显示眼底图像 Ef' 和断层图像 Ga 形成时的装置各部分的控制内容的控制信息,并且新的图像形成时,基于存储的控制信息 213a,控制装置各部分。

[0263] 在此,控制信息 213a 包含的信息有与信号光 LS 扫描有关的扫描控制信息、和内部固定视线标的对眼底 Ef 的投影位置相关的投影位置控制信息、和利用密度滤光片的参照光 LR 的光量减少相关的参照光量减少控制信息、在断层图像 Ga 的色散处理的色散补正参数等等。

[0264] 根据这种眼底观察装置 1 的话,在进行持续观察等的第二次以后的检查时,因为过去检查中所应用的装置各部分的控制内容会自动地再出现,用户不需要再一次进行控制所需的输入操作等的手动作业。因此,可以简便地进行眼底的持续观察等。另外,可以防止手动作业造成的人为错误的发生。

[0265] 另外,因为以与过去检查相同的控制型态进行检查,当比较过去检查所得到的图像和本次检查所得到的图像时,可以在(几乎)相同的条件下取得的图像之间进行比较。藉此,可以期待提升持续观察等的精度等等的效果。

[0266] 另外,根据本实施例的眼底观察装置 1 的话,因为对每个患者存储着控制信息 213a,选择性地读取和输入的患者识别信息对应的患者的控制信息 213a,重现过去检查的装置状态,所以在运用上很便利。

[0267] 另外,根据本实施例的眼底观察装置 1 的话,在某个患者有多数个控制信息 213a 被存储的场合,选择性地使用最新(前次检查)的控制信息,重现装置的状态。在实际的持续观察等等,一般来说最多的是比较前次检查结果和本次的检查结果。因此,本实施例在运用上很便利。

[0268] 变形例

[0269] 以上详述的构造,只不过是本发明的眼底观察装置的一个较好的实施例。因此,在本发明的要旨的范围内,可适宜地实施任意的变形。

[0270] 例如,在上述实施例中,眼底图像的取得和断层图像的取得是一连串地进行(参照图 10 的步骤 S9-S11),但是也有眼底图像的取得和断层图像的取得是分别取得的情况。在该场合,会有取得眼底图像时的装置各部分的控制内容以及取得断层图像时的装置各部分的控制内容是不相同的状况。

[0271] 在此场合下,产生并存储包含显示取得眼底图像时的装置各部分的控制内容的信息(眼底图像用控制信息)以及显示取得断层图像时的装置各部分的控制内容的信息(断层图像用控制信息)双方的控制信息。

[0272] 接着,当取得新的眼底图像时,基于该控制信息中的眼底图像用控制信息,并且对装置各部分进行控制,以取得新的眼底图像。另一方面,当取得新的断层图像时,基于该控制信息中的断层图像用控制信息,并且对装置各部分进行控制,以取得新的断层图像。

[0273] 根据这样的结构,当取得新的眼底图像时,因为重现在过去取得眼底图像时装置各部分的控制内容,持续观察等的眼底图像的取得可以简便地进行,还有可以防止取得眼底图像时的人为疏失的发生。另外,因为能够以和过去相同的控制型态取得眼底图像,眼底图像之间的比较可以较佳地进行。

[0274] 同样地,当取得新的断层图像时,因为重现在过去取得断层图像时装置各部分的控制内容,持续观察等的断层图像的取得可以简便地进行,还有可以防止取得断层图像时的人为疏失的发生。另外,因为能够以和过去相同的控制型态取得断层图像,断层图像之间的比较可以较佳地进行。

[0275] 在上述实施例中,扫描控制信息、投影位置控制信息、参照光量控制信息以及色散校正参数包含在控制信息 213a 中,但是本发明也可以是包含这些信息的至少其中一个。

[0276] 另外,控制信息 213a 也可以使用包含显示上述信息以外的控制内容的信息。

[0277] 例如,因受检眼 E 的影响,信号光 LS 的偏光方向(偏光角)位移,而无法与参照光 LS 的偏光方向一致。这样的话,会产生以下问题:由该信号光 LS 和参照光 LR 产生的干涉光 LC 的强度降低,无法得到清楚的眼底图像。

[0278] 为了解决此问题,有在眼底观察装置上设置光学部材(偏光校正元件),其作用为使信号光 LS 的偏光方向和参照光 LR 的偏光方向一致。这种偏光校正元件例如可以使用法拉第旋转器(Faraday rotator)。

[0279] 具有这种偏光校正元件的眼底观察装置将在取得断层图像时,使用偏光校正元件,使信号光 LS 的偏光方向和参照光 LR 的偏光方向一致时的偏光校正元件的校正状态(例如法拉第旋转器)进行显示的信息包含在控制信息 213a 中,并且存储在信息存储部 213 中。

[0280] 在对相同的受检眼取得新的断层图像时,基于存储的控制信息 213a 所包含的显示校正状态的信息,控制偏光校正元件,重现过去的校正状态(在法拉第旋转器中是重现过去检查的磁场强度,校正偏光方向)。

[0281] 通过应用这种架构,当取得新的断层图像时,因为重现过去取得断层图像时的信号光 LS 和参照光 LR 的校正状态,所以在持续观察等可以简便地取得清楚的断层图像,还可以防止取得断层图像时的人为疏失。另外,因为能够以和过去相同的校正状态取得断层图像,所以可以较佳地进行断层图像间的比较。

[0282] 另外,针对一人患者,在对眼底不同的 2 个或以上的部位分别进行持续观察等的情况,可以架构成对各部位分别存储扫描控制信息等控制信息。在此场合,将显示各部位的部位识别信息与控制信息相关联并且存储,同时基于与进行新的检查时所输入的部位识别信息相关联的控制信息,控制装置各部分。藉此,可以重现在每个检查对象部位的装置各部分的控制内容。

[0283] 另外,在针对一人患者的 2 个或以上的伤病分别进行持续观察等的场合,将各伤病的控制信息语伤病识别信息相关联并且存储,同时基于与进行新的检查时所输入的伤病识别信息相关联的控制信息,控制装置各部分,而可再现控制内容。

[0284] 另外,在上述实施例中,选择性地使用最新(前次检查)的控制信息 213a,控制装置各部分。但是,也可以架构成使用在过去任一个检查的控制信息 213a。另外,也可以架构成用户可以选择指定过去检查的控制信息 213a(例如列出显示过去的检查日时等等),基于选择指定的控制信息 213a,控制装置各部分,藉以再现控制内容。

[0285] 本发明的眼底观察装置具有眼底相机(单元)做为眼底表面的二维图像的形成装置,但是也可以架构成例如使用细缝灯(slit lamp,细缝灯显微镜装置)等的任意眼科装置,形成眼底表面的二维图像。

[0286] 另外,在上述的实施形态,用图像形成部 220(图像形成板 208)进行眼底图像的形成处理,再用控制部 210(微处理器 201 等)进行各种控制处理。但亦可用将该双方的处理用一台或多数台的计算机处理的构造。

[0287] 另外,本发明的程序(控制程序 204a)是可以存储在可由计算器读取的任意的存

储媒体上。这种存储媒体例如是光盘、光磁性碟 (CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO 等)、磁性存储媒体 (硬盘 / 软盘 (登录商标)/ZIP 等)、以及半导体内存等。

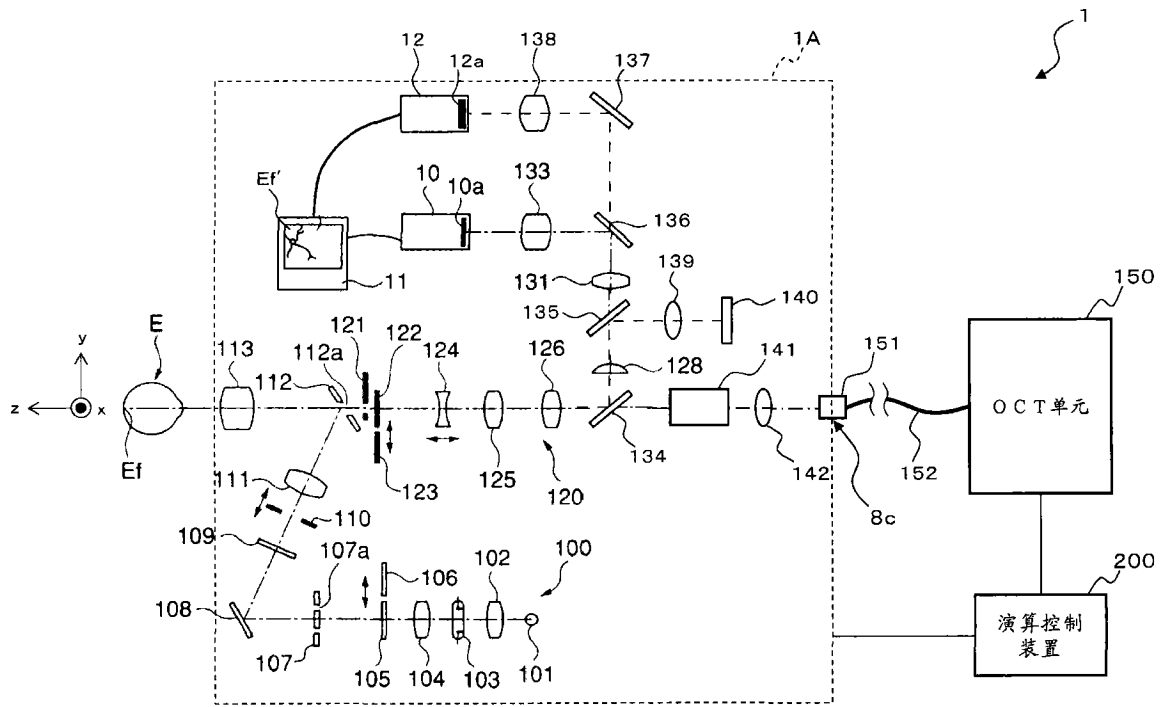


图 1

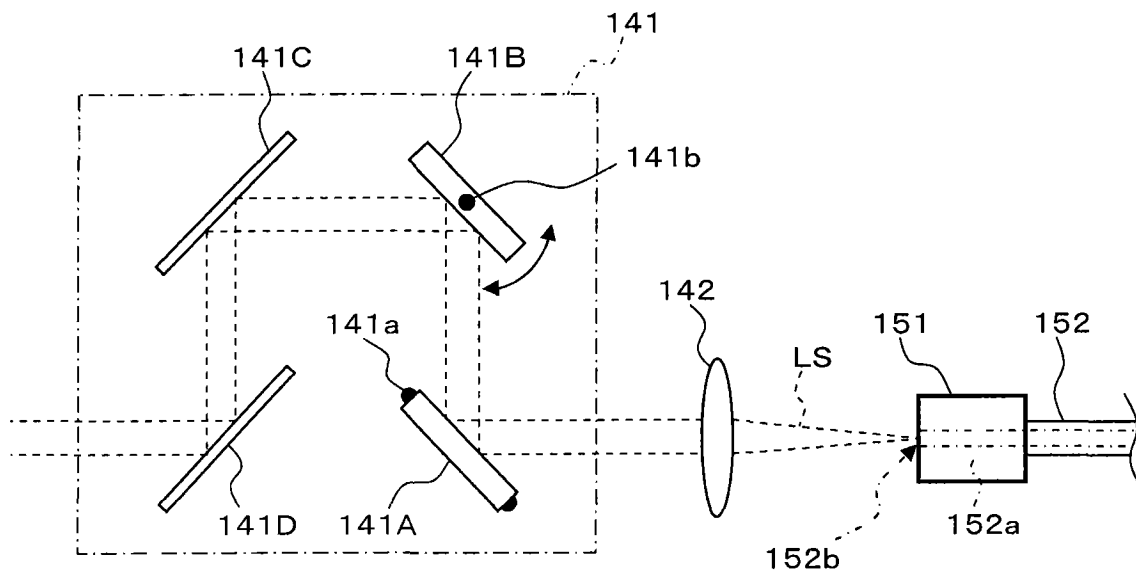


图 2

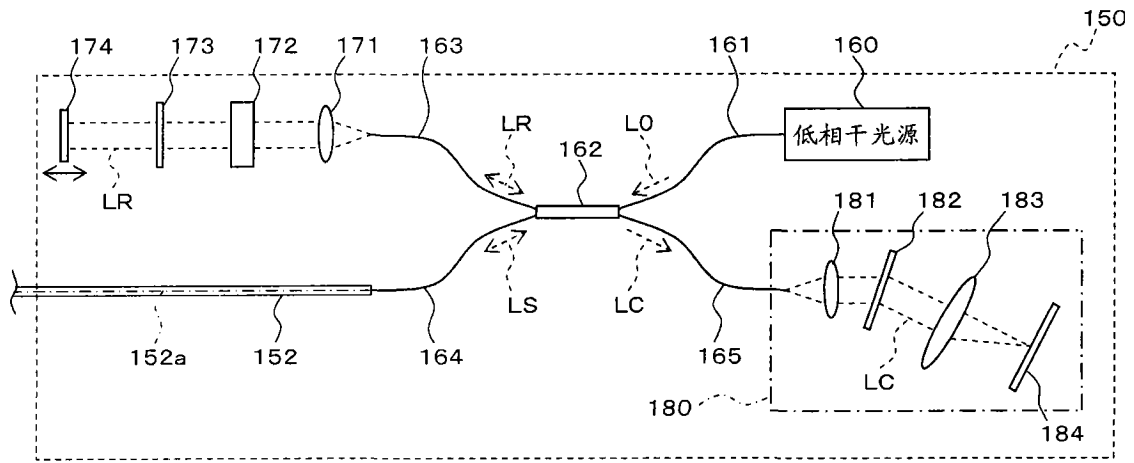


图 3

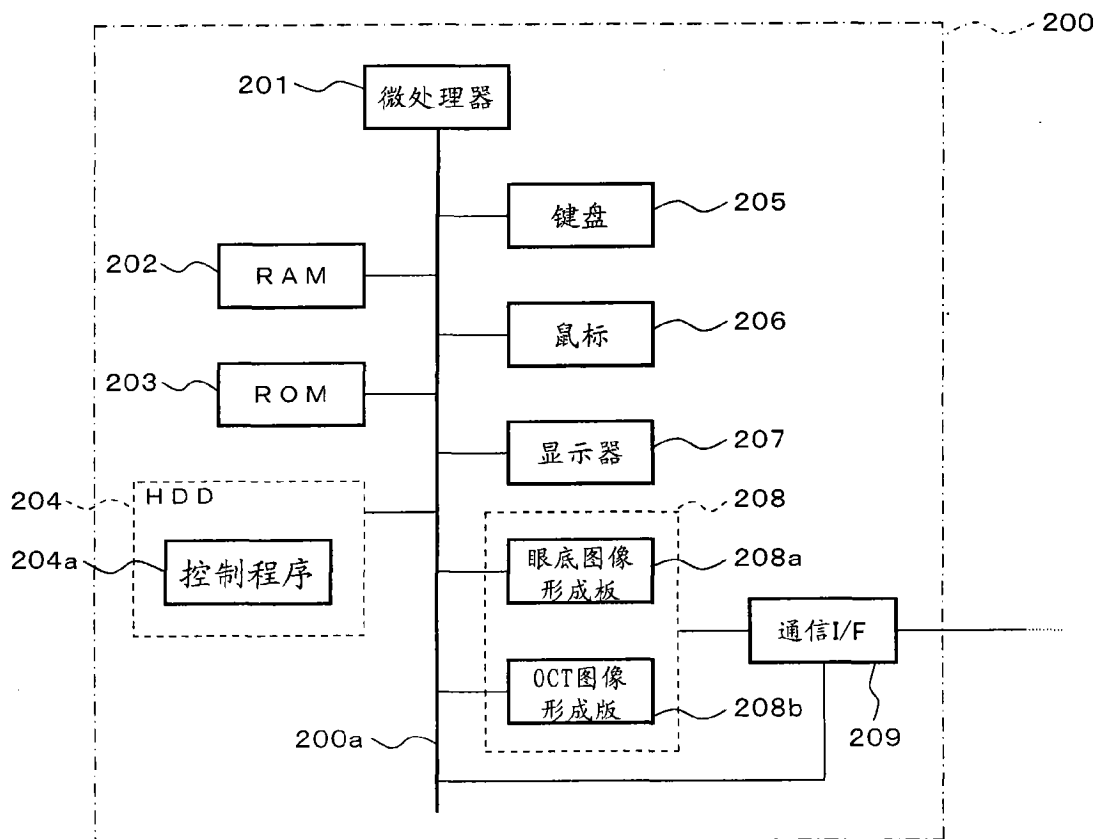


图 4

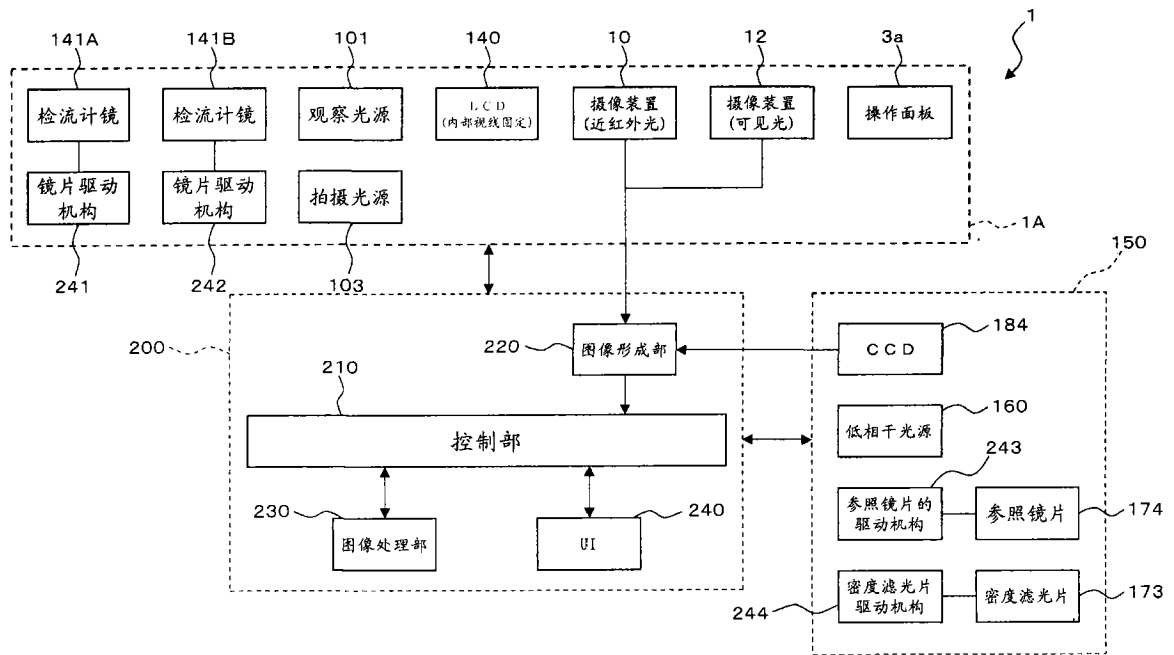


图 5

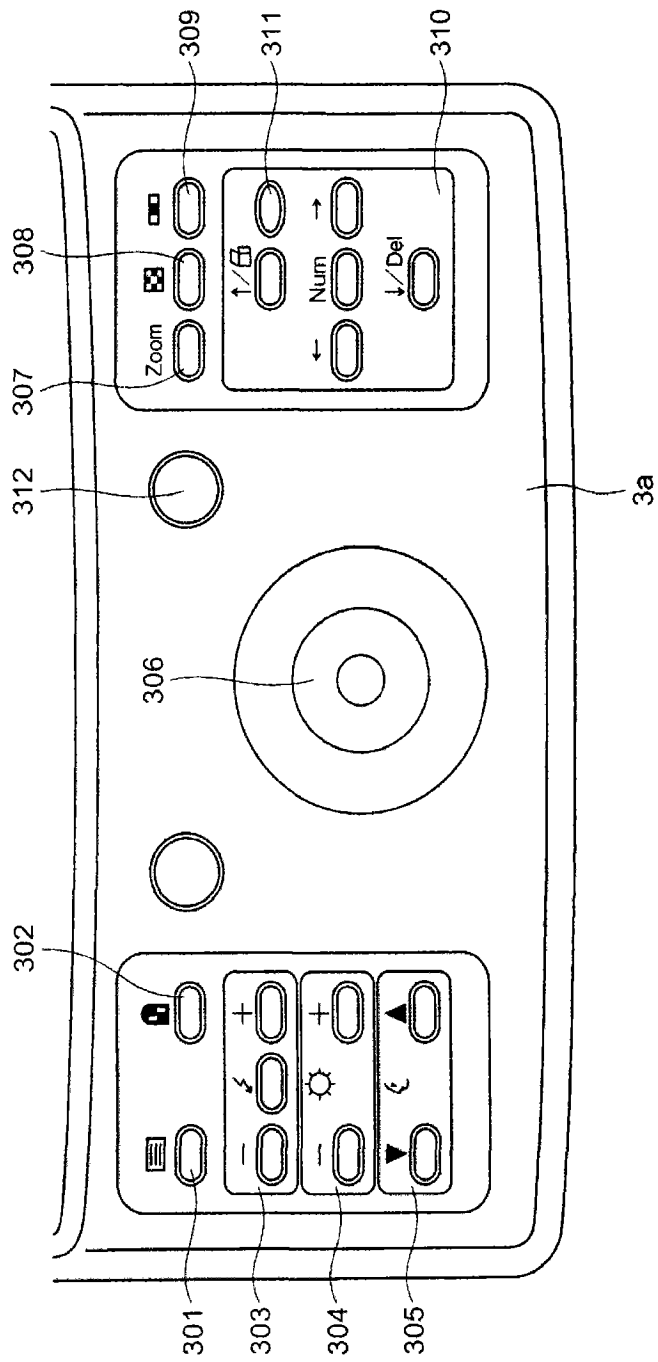


图 6

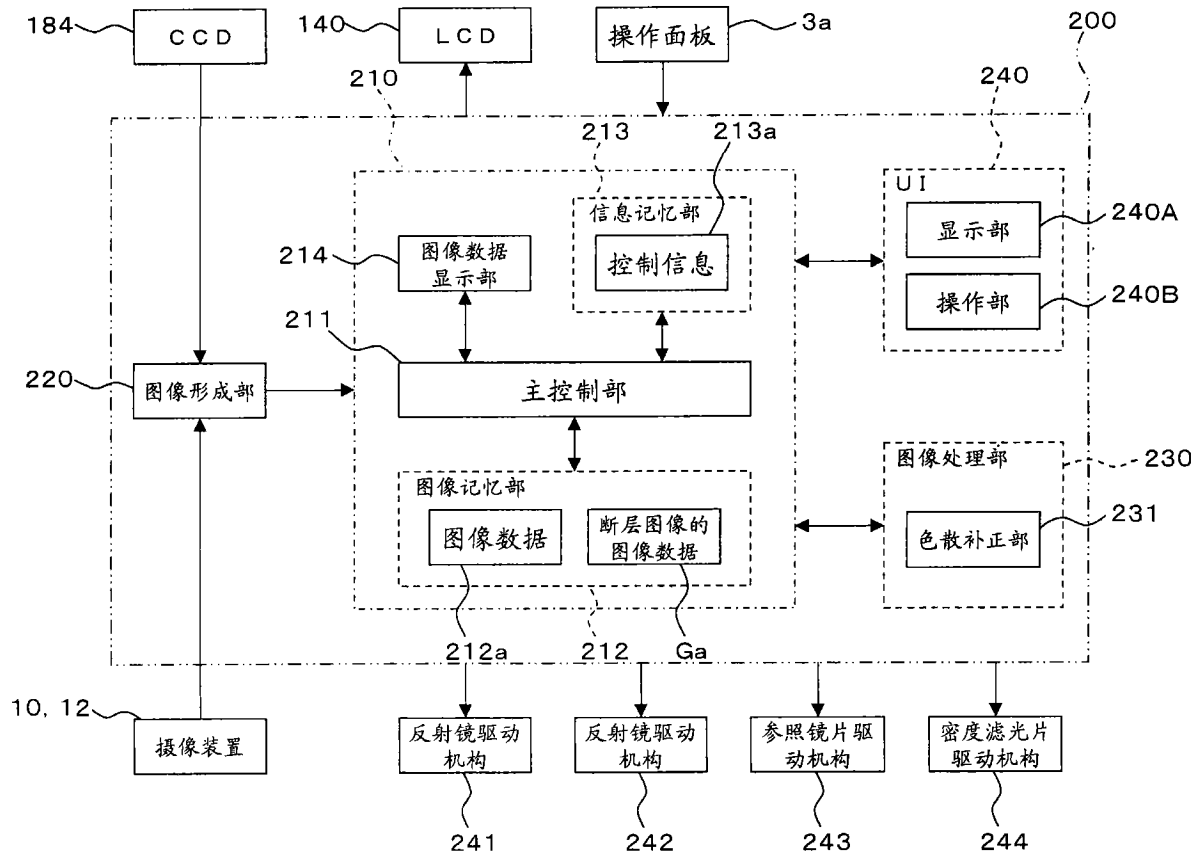


图 7

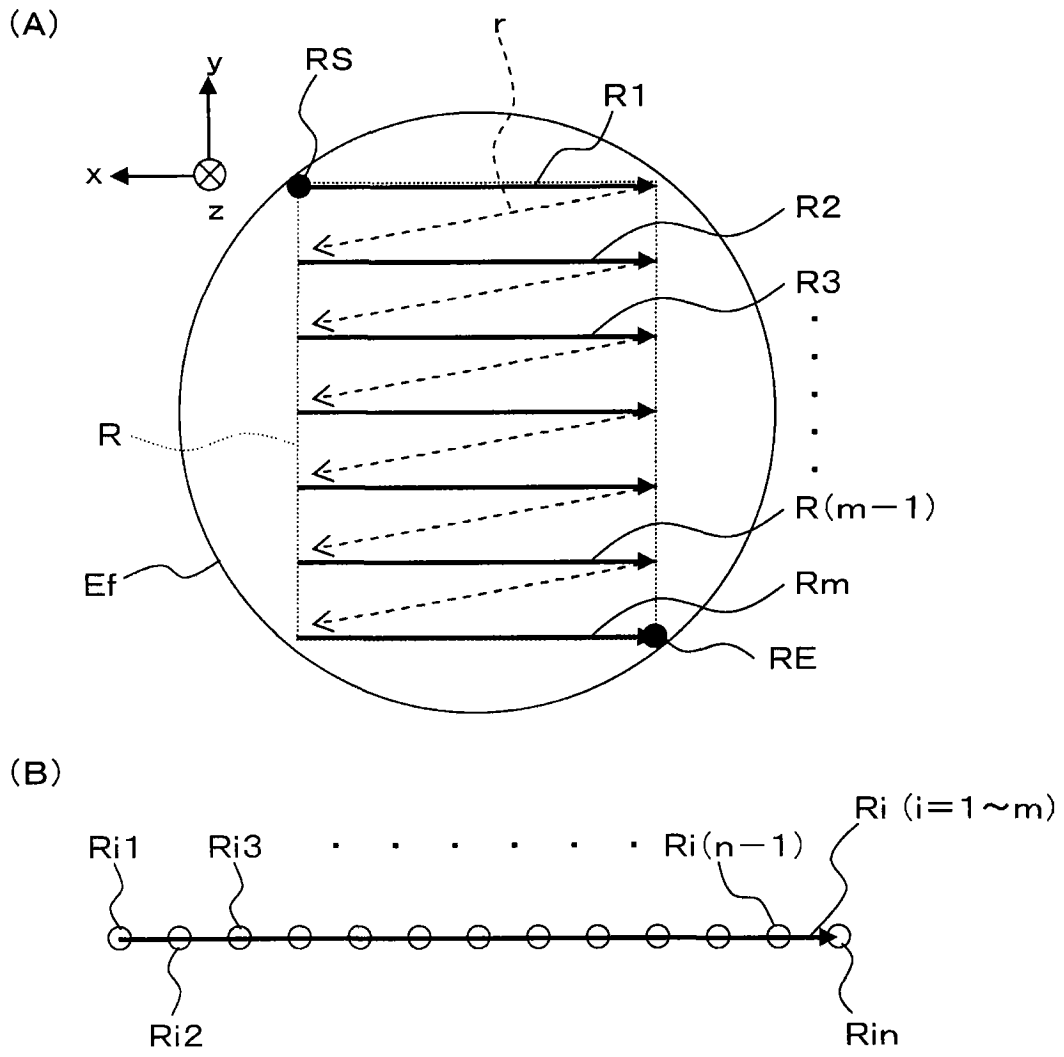


图 8

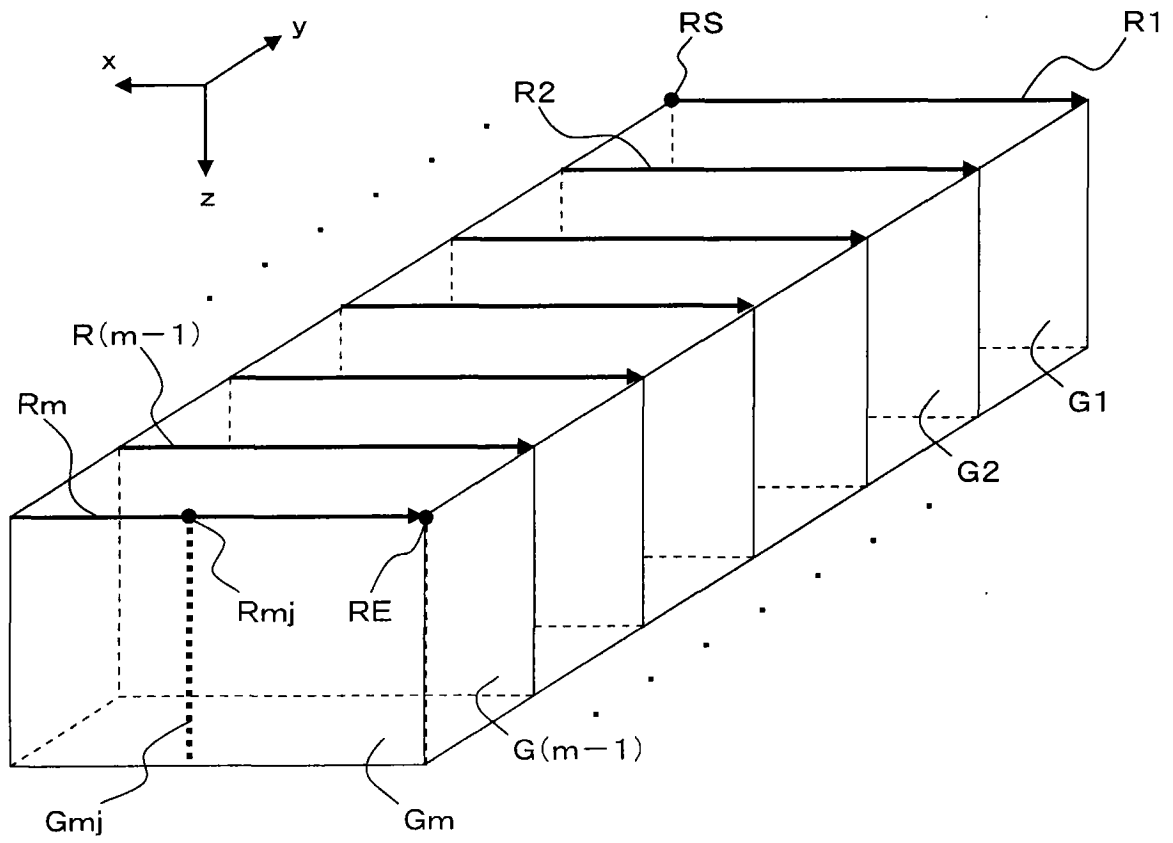


图 9

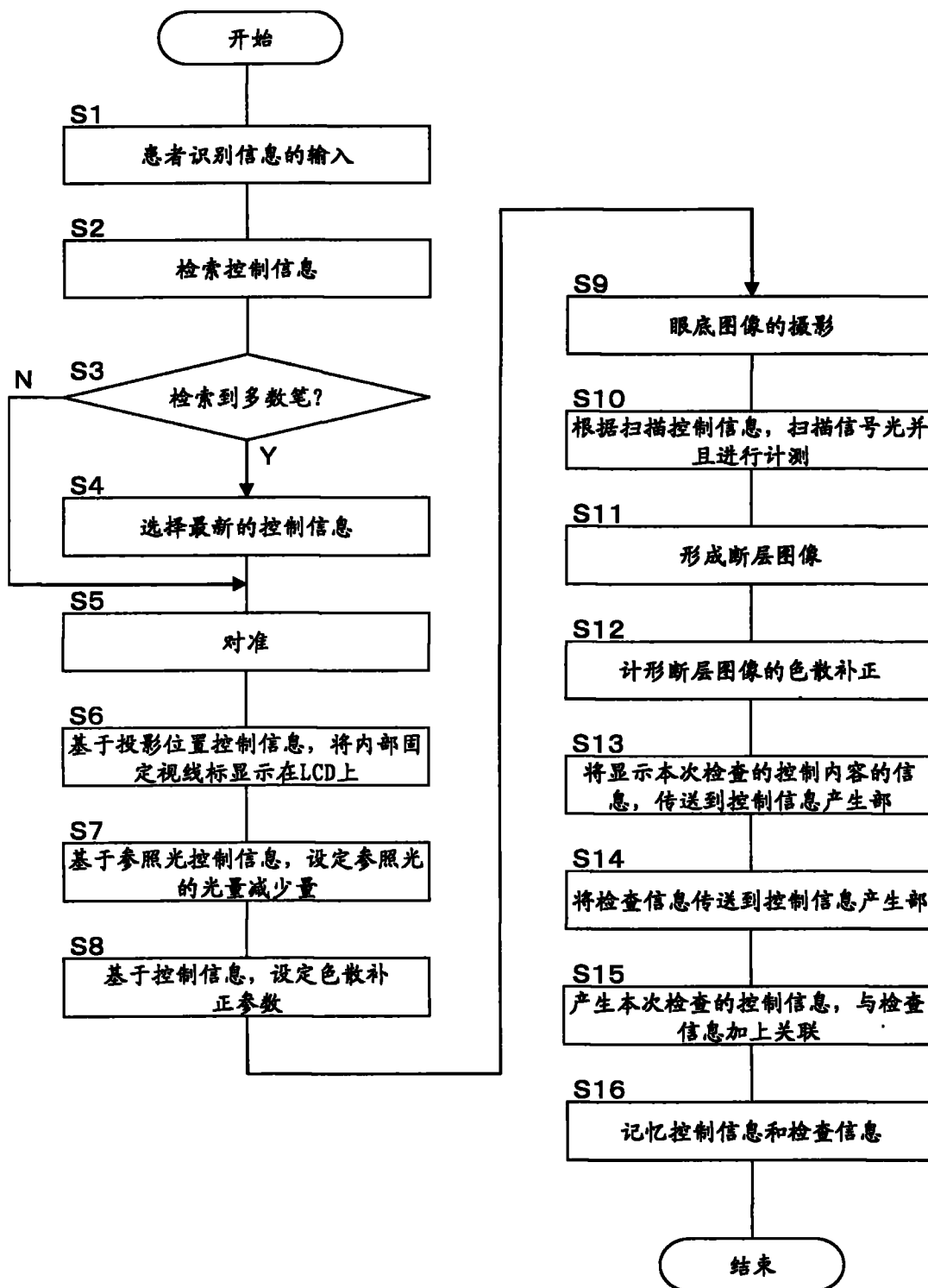


图 10

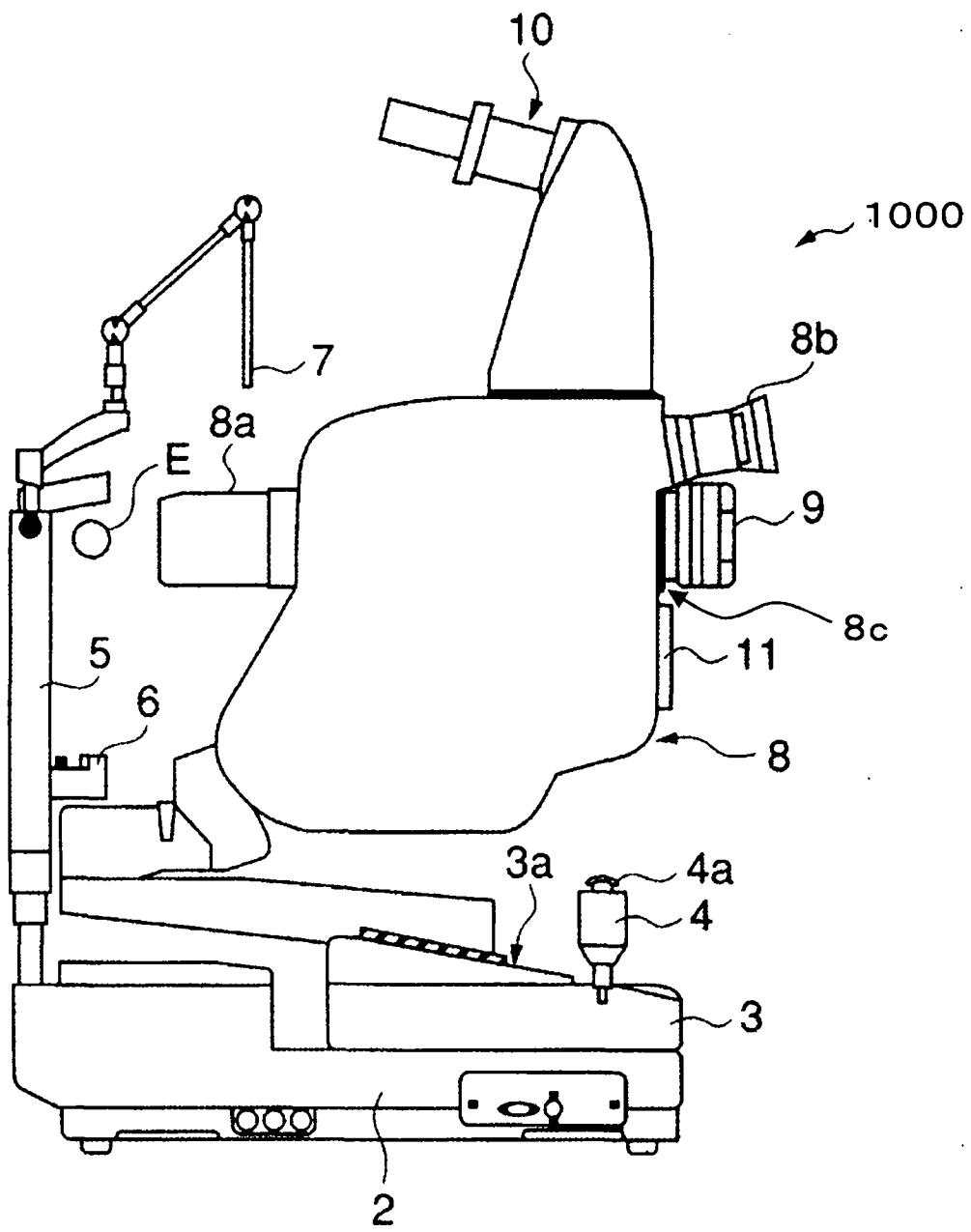


图 11

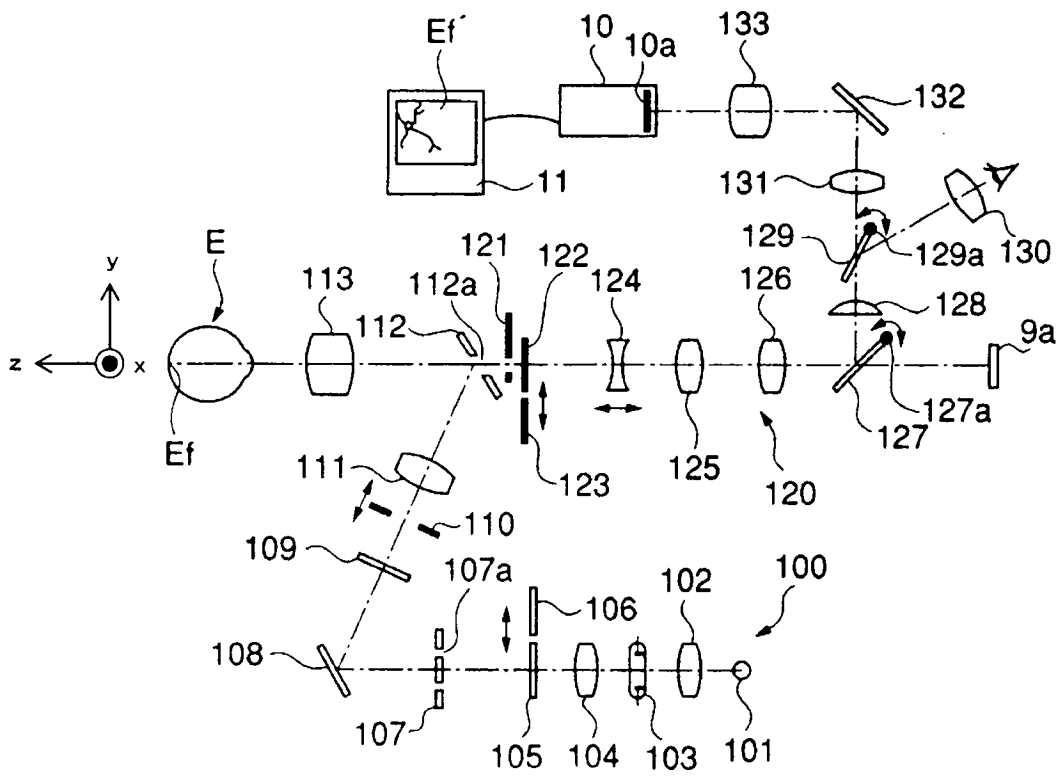


图 12