



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654719 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310389317. 4

(22) 申请日 2013. 08. 30

(30) 优先权数据

2012-190002 2012. 08. 30 JP

(71) 申请人 佳能株式会社

地址 日本东京都大田区下丸子 3 丁目 30 番
2 号

(72) 发明人 内田弘树

(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 3/14 (2006. 01)

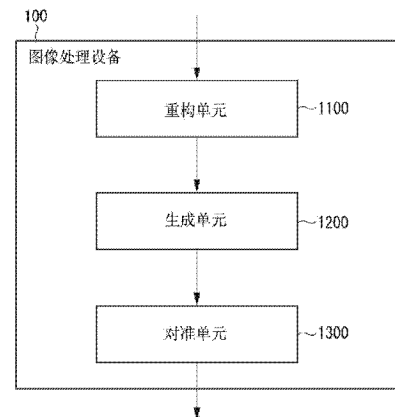
权利要求书2页 说明书9页 附图9页

(54) 发明名称

摄像设备和摄像方法以及图像处理设备和图像处理方法

(57) 摘要

一种摄像设备和摄像方法以及图像处理设备和图像处理方法,其中该摄像设备包括:重构单元,用于基于来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光,重构测量对象的预定范围内的断层图像;以及生成单元,用于针对所述断层图像的深度方向上的各像素值列,基于按像素值的大小顺序所选择的像素值来生成二维图像。



1. 一种摄像设备,包括:
扫描单元,用于利用测量光来扫描测量对象;
重构单元,用于基于由来自所述测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光,来重构所述测量对象的预定范围内的断层图像;以及
生成单元,用于针对所述断层图像的深度方向上的各像素值列,基于按像素值的大小顺序所选择的像素值来生成二维图像。
2. 根据权利要求1所述的摄像设备,其中,还包括由多个元件构成的传感器,所述多个元件用于将由来自所述测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光经由衍射光栅转换成图像信号,
其中,所述生成单元包括:
第一模式,用于基于针对测量光的各照射位置从所述多个元件的各元件的输出值中所选择的预定输出值,来生成二维图像;以及
第二模式,用于基于所述重构单元所重构的所述断层图像的深度方向上的各像素值列中按照像素值的大小顺序所选择的像素值,来生成二维图像。
3. 根据权利要求1所述的摄像设备,其中,所述生成单元针对各所述像素值列,基于像素值的大小来对像素值分配次序,并基于预定次序的像素值来生成所述二维图像。
4. 根据权利要求1所述的摄像设备,其中,所述扫描单元在至少两个方向上扫描所述测量对象,以及
所述生成单元生成与所述测量对象的经由所述扫描单元利用所述测量光所照射的位置相对应的二维图像。
5. 根据权利要求1所述的摄像设备,其中,所述重构单元在利用所述扫描单元进行扫描的情况下生成所述测量对象的多个不同位置的深度方向上的图像,并且基于所生成的深度方向上的多个图像来生成所述断层图像。
6. 根据权利要求1所述的摄像设备,其中,还包括显示单元,所述显示单元用于显示所述生成单元所生成的二维图像。
7. 根据权利要求6所述的摄像设备,其中,还包括摄像单元,所述摄像单元用于拍摄所述测量对象的表面图像,
其中,所述显示单元并排显示所述二维图像和所述表面图像。
8. 根据权利要求6所述的摄像设备,其中,所述显示单元以与所述二维图像并排的方式显示所述重构单元所重构的至少一个断层图像的截面。
9. 根据权利要求8所述的摄像设备,其中,所述显示单元将所述截面的获取位置叠加地显示在所述二维图像上。
10. 一种摄像设备,包括:
扫描单元,用于利用测量光来扫描测量对象;
用于将由来自所述测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光转换成多个图像信号的元件;以及
生成单元,用于通过针对所述测量光的各照射位置从所述多个图像信号中选择预定像素值来生成二维图像。
11. 根据权利要求10所述的摄像设备,其中,所述生成单元针对各所述照射位置,基

于像素值的大小来对各像素值分配次序,并基于预定次序的一个像素值来生成所述二维图像。

12. 一种摄像方法,包括:

利用测量光来扫描测量对象;

将由来自所述测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光转换成多个图像信号;以及

通过针对所述测量光的各照射位置从所述多个图像信号中选择预定像素值来生成二维图像。

13. 一种图像处理设备,包括:

获取单元,用于基于由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光,获取所述测量对象的预定范围内的断层图像;以及

生成单元,用于针对所述断层图像的深度方向上的各像素值列,基于按像素值的大小顺序所选择的像素值来生成二维图像。

14. 一种图像处理方法,包括:

基于由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光,获取所述测量对象的预定范围内的断层图像;以及

针对所述断层图像的深度方向上的各像素值列,基于按像素值的大小顺序所选择的像素值来生成二维图像。

15. 一种图像处理设备,包括:

获取单元,用于针对各照射位置,获取由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光作为多个图像信号;以及

生成单元,用于基于按各照射位置的图像信号的大小顺序所选择的图像信号的值来生成二维图像。

16. 一种图像处理方法,包括:

针对各照射位置,获取由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光作为多个图像信号;以及

基于按各照射位置的图像信号的大小顺序所选择的图像信号的值来生成二维图像。

摄像设备和摄像方法以及图像处理设备和图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据与基于光干涉所获得的断层图像有关的信息来获得二维图像的技术。

背景技术

[0002] 目前,采用利用多波长干涉的光学相干断层成像技术(OCT)的摄像设备被用于越来越多的与人体相关的应用领域,例如,利用内窥镜获得与内脏器官有关的信息、以及利用眼科设备获得与视网膜有关的信息。应用于眼睛的摄像设备作为眼科装置正成为视网膜专科门诊必不可少的设备。

[0003] 这种摄像设备能够在样本上照射作为低相干光的测量光并且使用干涉系统测量来自所述样本的背向散射光。此外,由于在将这种摄像设备应用于眼睛的情况下,能够通过将被检眼上扫描测量光来拍摄被检眼的高分辨率断层图像,因此,这种摄像设备被广泛地用于视网膜的眼科诊疗。

[0004] 日本特开 2011-36431 讨论了一种能够获取诸如眼底表面等的摄像对象的表面图像以确认定层图像的摄像范围的结构。

[0005] 另一方面,需要更精确地确认截面在眼底表面(即,摄像对象)上的位置。

[0006] 对此,已知一种根据多个断层图像生成从前方观察眼底的伪二维图像(以下称为“二维图像”)的技术。在所述技术中,计算由一个 A 扫描所获得的深度方向上的预定范围的像素值。然后,通过针对所有 A 扫描获得所述计算值而能够仅根据断层图像来获得视网膜的二维图像。

[0007] 然而,在上述技术中,由于通过计算由 A 扫描在视网膜的深度方向上所获得的预定范围的像素值来获得二维图像,因此,也会计算噪声成分等的包括在深度方向信息中的非必要信息。结果,与强度图像有关的有效信息量相对较小,使得强度图像的质量可能劣化。

发明内容

[0008] 本发明提供一种能够在不引起二维图像的图像质量劣化的情况下生成二维图像的摄像设备和摄像方法以及图像处理设备和图像处理方法。

[0009] 根据本发明的一方面,一种摄像设备,包括:扫描单元,用于利用测量光来扫描测量对象;重构单元,用于基于由来自所述测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光,来重构所述测量对象的预定范围内的断层图像;以及生成单元,用于针对所述断层图像的深度方向上的各像素值列,基于按像素值的大小顺序所选择的像素值来生成二维图像。

[0010] 根据本发明的另一方面,一种摄像设备,包括:扫描单元,用于利用测量光来扫描测量对象;用于将由来自所述测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光转换成多个图像信号的元件;以及生成单元,用于通过针对所述测量光的各照射位置

从所述多个图像信号中选择预定像素值来生成二维图像。

[0011] 根据本发明的另一方面,一种摄像方法,包括:利用测量光来扫描测量对象;将由来自所述测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光转换成多个图像信号;以及通过针对所述测量光的各照射位置从所述多个图像信号中选择预定像素值来生成二维图像。

[0012] 根据本发明的另一方面,一种图像处理设备,包括:获取单元,用于基于由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光,获取所述测量对象的预定范围内的断层图像;以及生成单元,用于针对所述断层图像的深度方向上的各像素值列,基于按像素值的大小顺序所选择的像素值来生成二维图像。

[0013] 根据本发明的另一方面,一种图像处理方法,包括:基于由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光,获取所述测量对象的预定范围内的断层图像;以及针对所述断层图像的深度方向上的各像素值列,基于按像素值的大小顺序所选择的像素值来生成二维图像。

[0014] 根据本发明的另一方面,一种图像处理设备,包括:获取单元,用于针对各照射位置,获取由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光作为多个图像信号;以及生成单元,用于基于按各照射位置的图像信号的大小顺序所选择的图像信号的值来生成二维图像。

[0015] 根据本发明的另一方面,一种图像处理方法,包括:针对各照射位置,获取由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光作为多个图像信号;以及基于按各照射位置的图像信号的大小顺序所选择的图像信号的值来生成二维图像。

[0016] 根据下面参考附图对典型实施例的详细描述,本发明的其它特征将变得明显。

附图说明

[0017] 图 1 是示出摄像系统的配置的框图。

[0018] 图 2 是摄像系统的侧视图。

[0019] 图 3 是示出根据第一典型实施例的图像处理设备的配置的框图。

[0020] 图 4 是摄像设备中的光学系统的结构图。

[0021] 图 5 是示出由根据第一典型实施例的图像处理设备进行的处理流程的流程图。

[0022] 图 6 示出 A 扫描图像的像素值列。

[0023] 图 7 示出像素值排序。

[0024] 图 8 示出视网膜的二维图像。

[0025] 图 9 示出断层图像和二维图像的显示例。

[0026] 图 10 是示出根据第二典型实施例的图像处理设备的配置的框图。

[0027] 图 11 是示出由根据第二典型实施例的图像处理设备进行的处理流程的流程图。

具体实施方式

[0028] 图 1 示出包括根据第一典型实施例的图像处理设备 100 和连接到图像处理设备 100 的摄像设备 1 的摄像系统 1000 的配置例。图像处理设备 100 由中央处理单元 (CPU) 10、主存储器 11、磁盘 12 和显示存储器 13 构成。此外,摄像系统 1000 还包括监视器 928、鼠标

929-1 和键盘 929-2。

[0029] CPU10 主要控制图像处理设备 100 的各组成元件的操作。主存储器 11 存储由 CPU10 执行的控制程序,并且在 CPU10 执行程序期间提供工作区域。磁盘 12 存储操作系统 (OS)、外围装置的装置驱动程序以及包括用于进行下述变形估计处理的程序的各种应用软件。显示存储器 13 临时存储监视器 928 所用的显示数据。监视器 928 是阴极射线管 (CRT) 监视器或者液晶监视器,其基于来自显示存储器 13 的数据来显示图像。使用者使用鼠标 929-1 和键盘 929-2 分别进行指示输入和字符输入。上述各组成元件经由公共总线 17 可通信地相互连接。

[0030] 图像处理设备 100 经由局域网 (LAN) 连接到摄像设备 1,其能够从摄像设备 1 获取图像数据。然而,本发明的典型实施例不限于此。例如,还能够经由通用串行总线 (USB) 或者电气与电子工程师协会 (IEEE) 1394 等某个其它接口来进行这些装置之间的连接。此外,还可以经由 LAN 等从数据服务器等的用于管理所述数据的外部装置 3 读取所需数据。另外,软盘驱动器 (FDD)、可重写致密盘 (CD-RW) 驱动器、磁光盘 (MO) 驱动器和 ZIP 驱动器等存储装置可以连接到图像处理设备 100,并且可以从所述驱动器中读取所需数据。

[0031] 图 2 所示的摄像系统包括光学头 900、基台部 950、以及内置有下述分光器的基座部件 951,其中,光学头 900 是用于拍摄前眼部图像、眼底表面图像和断层图像的测量光学系统,基台部 950 是能够使用(未示出的)马达沿图 2 中的 XYZ 方向移动光学头的移动单元。

[0032] 个人计算机 925 还用作基台部的控制单元,其包括图像处理设备 100。下颚托 323 通过固定被检者的下颚和额头来帮助被检者的眼睛(被检眼)进行固视。外部固视目标 324 用于被检眼的固视。此外,图像处理设备 100 还可以包括在光学头 900 或者基台部 950 中。在该情况下,摄像设备 1 和图像处理设备 100 整体地构成为摄像设备。

[0033] 图 3 是示出了图像处理设备 100 的功能架构的框图。重构单元 1100 基于由来自测量对象的测量光的返回光与参考光之间的干涉所产生的干涉光来获得测量对象的预定范围的断层图像。对来自传感器的输出值进行频率转换和快速傅立叶转换 (FFT) 处理,并且重构为被检眼的眼底上的一个点的深度方向上的断层图像 (A 扫描图像)。

[0034] 此外,生成单元 1200 通过针对各像素值列从位于由重构单元 1100 获得的断层图像的深度方向上的各像素值列中选择预定像素来生成二维图像。

[0035] 对准单元 1300 用于将生成单元 1200 获得的二维图像与测量对象的表面图像和断层图像进行对准。对准单元 1300 还具有通过使用模板匹配将测量对象的表面图像与生成单元 1200 生成的二维图像进行对准的功能。所述模板匹配是指叠置图像以使各图像上的诸如血管分支点等的特征点相重叠的处理。此外,所述模板处理还包括用于将生成单元 1200 生成的二维图像与测量对象的表面图像进行对准以使通过估计图像之间的重叠程度所获得的校正值处于最大的处理。

[0036] 图 4 示出了摄像设备 1 中的测量光学系统和分光器的配置。首先,将描述光学头 900 的内部结构。

[0037] 物镜 135-1 面向作为测量对象的例子的被检眼 107 布置。在其光轴上,第一分色镜 132-1 和第二分色镜 132-2 针对各波长带将光分割成 OCT 光学系统用的光路 351、眼底观察和固视灯用的光路 352 以及前眼部观察用的光路 353。

[0038] 透镜 135-3 由（未示出的）固视目标 191 和眼底观察用的电荷耦合装置 (CCD) 172 的对焦调节用的马达来驱动。

[0039] 布置在透镜 135-4 与第三分色镜 132-3 之间的穿孔镜 303 将光路 352 分割成光路 352 和光路 354。

[0040] 光路 354 形成照射被检眼 107 的眼底的照明光学系统。发光二极管 (LED) 光源 316 和闪光管 314 布置在光路 354 上, 发光二极管 (LED) 光源 316 是用于对准被检眼 107 的眼底观察用照明光源, 闪光管 314 用于拍摄被检眼 107 的眼底的图像。

[0041] 光学头 900 还包括透镜 309 和 311、聚光透镜 313 和 315 以及镜 317。来自 LED 光源 316 和闪光管 314 的照明光通过环形狭缝 312 形成环形光束。所述环形光束由穿孔镜 303 反射, 并且照射被检眼 107 的眼底。所述 LED 光源 316 是具有 780nm 左右的中心波长的光源。

[0042] 在光路 352 上的穿孔镜 303 之后, 光以与上面描述的方式相同的方式被第三分色镜 132-3 针对各波长带分割成到眼底观察 CCD172 的光路和到固视目标的光路。

[0043] 连接到 CCD 控制单元 102 的 CCD172 对作为眼底观察用的照明光的 LED 光源 316 的中心波长感光, 特别是对 780nm 左右的中心波长感光。另一方面, 连接到固视目标控制单元 103 的固视目标 191 生成可见光以帮助被检者固视。

[0044] CCD 控制单元 102 和固视目标控制单元 103 连接到计算单元 104。数据经由计算单元 104 输入到个人计算机 925 以及经由计算单元 104 从个人计算机 925 输出。

[0045] 光学头 900 还包括透镜 135-2 和前眼部观察用的红外线 CCD171。所述 CCD171 对前眼部观察用的（未示出的）照明光的波长感光, 特别是对 970nm 左右的波长感光。此外, （未示出的）图像分割棱镜布置在光路 353 上, 其使光学头 900 的 Z 方向上的相对于被检眼 107 的距离能够被检测为前眼部观察图像中的分割图像。

[0046] 如上所述, 光路 351 形成用于拍摄被检眼 107 的视网膜的断层图像的 OCT 光学系统。更具体地, 光路 351 用于获得形成断层图像的干涉信号。XYZ 扫描器 134 用光扫描眼底。虽然 XYZ 扫描器 134 被示为单镜, 但 XYZ 扫描器 134 在 X 方向和 Y 方向这两个方向上进行扫描。透镜 135-5 由（未示出的）马达驱动以进行来自光源 101 的光在眼底 127 上的对焦调节, 其中光源 101 从连接到光学耦合器 131 的光纤 131-1 照射光。基于该对焦调节, 来自眼底 127 的光同时入射到光纤 131-2 的末端以形成点状图像。

[0047] 接着, 将描述来自光源 101 的光路以及参考光学系统和分光器的配置。

[0048] 光学头 900 包括光源 101、镜 132-4、散射光补偿用的玻璃 115、上述光学耦合器 131、一体地连接到光学耦合器的单模光纤 131-1 至 131-4、透镜 135-7、以及分光器 180。这些部件构成了迈克尔逊 (Michelson) 干涉系统。从光源 101 照射的光经由光纤 131-1 穿过光学耦合器 131, 并且被分割成光纤 131-2 侧的测量光以及光纤 131-3 侧的参考光。

[0049] 测量光穿过上述 OCT 光学系统, 照射到作为观察对象的被检眼 107 的眼底上, 并因视网膜的反射和散射而经由相同的光路到达光学耦合器 131。

[0050] 另一方面, 参考光经由光纤 131-3、透镜 135-7 以及被插入以匹配参考光与测量光的散射的散射光补偿玻璃 115 而到达镜 132-4 并被镜 132-4 反射。参考光沿相同的光路返回、并到达光学耦合器 131。

[0051] 测量光和参考光在光学耦合器 131 处进行合成以形成干涉光。在测量光的光波长

与参考光的光波长几乎相同的情况下产生所述干涉。镜 132-4 通过（未示出的）马达和驱动机构而可调节地保持在光轴方向上，以使参考光的光波长能够与基于被检眼 107 改变的测量光的光波长相匹配。干涉光经由光纤 131-4 被引导到分光器 180。

[0052] 测量光侧的偏光调节单元 139-1 布置在光纤 131-2 上。参考光侧的偏光调节单元 139-2 布置在光纤 131-3 上。这些偏光调节单元包括通过将光纤缠绕成环状所形成的几个部分。这些偏光调节单元能够通过围绕光纤的长度方向卷绕所述环状部分以使光纤扭曲，来调节并匹配测量光和参考光各自的偏光状态。在摄像设备 1 中，预先调节和固定测量光和参考光的偏光状态。

[0053] 分光器 180 由透镜 135-8 和 135-9、衍射光栅 181 和线传感器 182 组成。

[0054] 从光纤 131-4 照射的干涉光穿过透镜 135-8 而变得大致平行。然后，干涉光由衍射光栅 181 分割并且通过透镜 135-3 在线传感器 182 上聚焦。将来自线传感器 182 的输出输入到个人计算机 925 中。

[0055] 接着，将详细描述光源 101。光源 101 是超发光二极管 (SLD)，是典型的低相干光源。中心波长是 855nm，并且波长带宽约为 100nm。由于带宽会影响所获得的断层图像在光轴方向上的分辨率，因此，带宽是重要参数。此外，虽然在本典型实施例中选择了 SLD 作为光源类型，但只要能够发出低相干光，也可以使用放大自发辐射光源 (ASE) 等的其它光源。考虑到中心波长是用来测量眼睛的，因此，近红外光是适当的。此外，由于中心波长会影响所获得的断层图像在横向方向上的分辨率，因此，期望波长尽可能短。基于这些原因，选择了 855nm 的中心波长。

[0056] 在本典型实施例中，虽然使用 Michelson 干涉仪作为干涉仪，但也可以使用马赫-曾德尔 (Mach-Zehnder) 干涉仪。基于测量光和参考光之间的光量差，希望在光量差大的情况下使用 Mach-Zehnder 干涉仪、以及在光量差相对小的情况下使用 Michelson 干涉仪。

[0057] 接着，将描述使用本摄像设备来拍摄被检眼的图像的方法。

[0058] 首先，操作者让患者坐到根据本典型实施例的摄像设备的前方，并且开始拍摄被检眼眼底表面图像。从光源 316 照射的光通过环形狭缝 312 形成环形光束，被穿孔镜 303 反射，以照射到被检眼 107 的眼底 127。来自眼底 127 的反射光束穿过穿孔镜 303，并在 CCD172 上聚焦。来自眼底 127 的在 CCD172 上聚焦的反射光通过 CCD 控制单元 102 转变成眼底表面的图像，并且所获得的图像被发送到图像处理设备 100。

[0059] 接着，摄像设备 1 通过控制 XYZ 扫描器 134 来拍摄被检眼 107 的眼底上的期望部位的断层图像。

[0060] 从光源 101 照射的光穿过光纤 131-1，并由光学耦合器 131 分割成朝被检眼行进的测量光以及朝参考镜 132-4 行进的参考光。

[0061] 朝被检眼行进的测量光穿过光纤 131-2，从光纤的末端射出并且入射到 XYZ 扫描器 134 上。由 XYZ 扫描器 134 进行偏光后的测量光穿过光学系统 135-1 并照射被检眼的眼底 127。然后，由被检眼反射的反射光沿着反向路径返回到光学耦合器 131。

[0062] 另一方面，朝参考镜行进的参考光穿过光纤 131-3，从光纤的末端射出，穿过准直光学系统 135-7 和散射光补偿光学系统 115，并到达参考镜 132-4。然后，由参考镜 132-4 反射的反射光沿着反向路径返回到光学耦合器 131。

[0063] 返回到光学耦合器 131 的测量光和参考光相互干涉。所产生的干涉光入射到光纤 131-4, 由光学系统 135-8 转变成大致平行的光, 并入射到衍射光栅 181 上。入射到衍射光栅 181 上的干涉光通过摄像透镜 135-9 在线传感器 182 上聚焦, 从而能够获得被检眼眼底上的一个点处的干涉信号。

[0064] 输出值作为包括从线传感器 182 的多个元件所获得的干涉信息的图像信号而被输出到图像处理设备 100。虽然在参考图 4 所描述的例子中, 利用从闪光管 314 照射的光来获得眼底的表面图像, 但也能够通过扫描由 SLD 光源照射的光的扫描激光检眼镜 (SLO) 来获得眼底的表面图像。

[0065] 接着, 将参考图 5 描述由图像处理设备 100 执行的图像处理方法的流程。

[0066] 在获得被检眼眼底上的一个点处的断层信息后, 摄像设备 1 驱动用作 X 方向上的扫描单元的 XYZ 扫描器 134 以产生被检眼眼底的另一点处的干涉光。另一点处的所述干涉光穿过线传感器 182 并被输入到重构单元 1100。重构单元 1100 形成被检眼眼底上的所述另一点的深度方向上的断层图像 (A 扫描图像)。将 A 扫描图像的坐标与捕获 A 扫描的干涉信号的 XYZ 扫描器 134 的位置相关联并进行存储。

[0067] 在步骤 S2000 中, 重构单元 1100 通过在 X 方向上连续地驱动 XYZ 扫描器 134, 来重构被检眼眼底的水平方向上的断层图像 (B 扫描图像)。

[0068] 然后, 重构单元 1100 通过在沿 Y 方向将 XYZ 扫描器 134 驱动预定量后、在 X 方向上再次进行上述扫描, 来重构被检眼眼底的 Y 方向上的另一个位置处的水平断层图像 (B 扫描图像)。通过重复 XYZ 扫描器 134 的所述 Y 方向驱动, 能够形成覆盖眼底 127 的预定范围的多个断层图像。在摄像设备 1 中, 重构单元 1100 通过在沿 Y 方向驱动预定较小量 128 次的情况下重复形成 B 扫描图像, 形成了 128 个断层图像。此外, 重构单元 1100 根据所述 128 个断层图像来重构 (形成) 三维断层图像。

[0069] 接着, 生成单元 1200 根据由重构单元 1100 生成的断层图像来生成视网膜的二维图像。

[0070] 如上所述, A 扫描图像是被检眼眼底上一个点的深度方向上的断层图像, 并且如图 6 所示, A 扫描图像由深度方向上的多个亮度信息所构成。

[0071] 图 6 中的二维断层图像是 A 扫描图像的集合。所述二维断层图像可以是 B 扫描图像或者可以是三维重构的断层图像的截面。

[0072] 例如, 在摄像设备 1 中, 使用包括 1, 176 个像素的线传感器 182, 进行了 FFT 的 A 扫描图像 A_i 由 1, 176 个像素值形成为像素值列。在这种情况下, P_0 表示作为基于颜色浓度的与深度方向上的最浅部分有关的亮度信息的像素值, 以及 P_{1175} 表示作为与深度方向上的最深部分有关的亮度信息的像素值。

[0073] 摄像设备通过从所述多个亮度信息中有选择地提取一个亮度信息, 获得被检眼眼底上的一个点处的像素值作为代表强度信号。换句话说, 摄像设备从根据 A 扫描所获得的 1, 176 个像素值中选择一个像素值。可以配置生成单元 1200, 以通过对由 (未示出的) 获取单元 2000 从外部装置 3 所获取的重构的断层图像进行处理来生成二维图像。在该情况下, 生成单元从获取单元 2000 接收未经过重构单元 1100 的直接输入。

[0074] 在步骤 S2010 中, 生成单元 1200 按亮度的降序对与对应于图 7 所示的各 A 扫描的断层图像有关的亮度信息进行排序。更具体地, 生成单元 1200 在具有 1, 176 个像素值的各

个列中,基于像素值的大小来对像素值分配次序,并基于所分配的次序对像素值进行排序。

[0075] R0 是以最亮亮度信息作为像素值的像素, R1175 是以最暗亮度信息作为像素值的像素。由于亮度表示干涉强度,因此,像素值也与干涉强度相对应。

[0076] 此外,生成单元 1200 选择预定次序的像素 Rx。所述预定次序的像素是在按亮度信息的降序对像素值进行排序后、位于从顶部起第 x 个位置处的像素。

[0077] 由于视网膜断层图像主要是根据暗像素形成的,因此,期望 x 为位于所有像素的上半部分中的像素。例如,如果使用根据具有共 1,176 个像素的像素值列所形成的 A 扫描图像,则可以选择上方 10% 位置处的、从顶部起的第 118 个像素作为预定次序的像素 Rx。结果,选择了与具有预定次序的像素 Rx 相对应的像素值。

[0078] 在步骤 S2020 中,生成单元 1200 将与具有预定次序的像素 Rx 有关的亮度信息确定为所述 A 扫描的强度信息。此外,通过针对所有 A 扫描图像确定强度信息,能够获得与扫描的眼底 127 的测量光的照射位置相对应的各点处的作为强度信息的像素值。在该情况下,像素值作为与眼底 127 上扫描的测量光的各照射位置的二维坐标相对应的强度信息被存储在(未示出的)存储器 3000 中。然后,在步骤 S2030 中,能够通过基于与存储器 3000 中所存储的坐标相对应的像素值生成二维图像(有时称为“强度图像”或者“强度”)来获得如图 8 中所示的视网膜的二维图像 I。

[0079] 上面已经描述了在由重构单元 1100 重构了所有数据之后由生成单元 1200 生成二维图像的例子。然而,可以连续地向生成单元 1200 发送针对各 A 扫描所重构的断层图像,或者可以连续地向生成单元 1200 发送针对各 B 扫描所重构的断层图像。

[0080] 所述二维图像是与通过 CCD172 获得的眼底的表面图像、或者通过另一眼底照相机或 SLO 获得的眼底图像相似的图像,所述二维图像基本能够使眼底表面可视化。此外,由于仅从多个亮度信息中有选择地获取有效信息,因此,能够获得不被包括在 A 扫描图像中的噪声成分或者具有低于干涉强度的暗区域所影响的优选的二维图像。

[0081] 接着,对准单元 1300 将通过摄像设备所生成的眼底的表面图像、断层图像和二维图像进行对准,并且在监视器 928 上显示对准后的图像。如图 9 所示,按照表面图像 S(表面)、断层图像 Ti(亮度信息)以及二维图像 I(断层图像)的顺序在监视器 928 上显示眼底的图像。二维图像 I(断层图像)的获取位置 Li 叠加在二维图像 I 和表面图像 S 上。

[0082] 虽然图像处理设备 100 生成了 128 个断层图像,但在监视器 928 上显示的是作为一个选出的截面的断层图像 Ti (i=0 到 128) 或者作为三维重构的断层图像的截面的断层图像 Ti (在该情况下,指定任意数字 i)。操作者能够通过操作输入单元 929-1 和 929-2 切换所显示的断层图像。可选地,操作者能够通过操作输入单元 929-1 和 929-2 以利用输入单元 929-1 和 929-2 扫描并且选择所显示的二维图像 I 的位置,来选择要显示的断层图像。

[0083] 在切换了断层图像 Ti 的情况下,还更新显示在二维图像 I 和表面图像 S 上的断层图像 Ti 的获取位置 Li 的显示位置。结果,由于二维图像 I 具有高品质,因此,操作者能够容易地了解所显示的断层图像 Ti 位于被检眼的眼底 127 上的哪个位置。

[0084] 此外,由于二维图像具有高品质,因此,能够通过利用输入单元 929-1 和 929-2 进行扫描来正确地选择断层图像。

[0085] 另外,由于能够直接获得与二维图像 I 上的位置信息相对应的断层图像,因此,视网膜断层图像与强度图像之间的位置关系不会存在偏差。结果,操作者能够精确地了解眼

底上拍摄断层图像的位置。

[0086] 此外,由于将二维图像 I 和表面图像 S 进行了对准,因此,能够基于与二维图像 I 有关的信息来更精确地了解表面图像 S 上的位置与视网膜断层图像的获取位置之间的位置关系。

[0087] 在本典型实施例中,虽然基于被检眼眼底的断层图像来生成视网膜的二维图像,但也可以基于被检眼的前眼部的断层图像来生成前眼部的二维图像。在该情况下,将所生成的二维图像生成作为与利用 CCD 照相机从被检眼的前眼部所拍摄的前眼部平面图像相似的图像。

[0088] 此外,由于不需要进行图像计算,因此,能够以单个像素单位来选择与视网膜的期望范围有关的信息。

[0089] 结果,能够获得减少了非必要信息量的二维图像。

[0090] 在生成单元 1200 中,基于排序处理确定要选择的像素值。然而,还能够配置生成单元 1200 以使得选择诸如神经纤维层 (NFL) 等的视网膜的预定层、对该层中的像素值顺次进行排序、并选择最大值或者中间值。此外,根据所选择的像素值来生成视网膜的二维图像。在该情况下,能够缩小操作者更感兴趣获得的信息的范围,并且选择操作者更感兴趣获得的信息。另外,由于不需要进行图像计算,因此,能够以单个像素单位来选择与视网膜的期望范围有关的信息。

[0091] 结果,能够获得减少了非必要信息量的二维图像。

[0092] 还能够配置生成单元 1200 以使得预先移除等于或者小于预定值的像素值、对剩余的视网膜区域的像素值顺次进行排序、并且选择最大值或者中间值。此外,根据所选择的像素值来生成视网膜的二维图像。在该情况下,由于低像素值区域是不存在干涉图像的区域,因此,能够通过移除该区域来防止选择非必要信息。

[0093] 在该情况下,生成单元 1200 进行排序处理以利用 0 来替换等于或者小于预定值的像素值。如果所生成的二维图像中包括 0,则生成单元 1200 在监视器 928 上显示用于警示摄像失败的消息。利用该显示,操作者能够容易地判断需要再次进行摄像。

[0094] 接着,将参考图 10 和 11 描述根据本发明的第二典型实施例。

[0095] 图 10 中的生成单元 1400 的配置不同于根据第一典型实施例的生成单元的配置。然而,利用相同的附图标记表示其它部分,并且将省略对其的描述。生成单元 1400 具有不经过重构单元 1100 而生成二维图像的路径。

[0096] 除了进行与第一典型实施例的处理相似的处理的路径 A 之外,生成单元 1400 还包括用于直接从线传感器 182 的多个元件分别接收除 A 扫描图像以外的输出值的路径 B。此外,通过针对每个照射位置从线传感器 182 的多个元件分别选择输出值来生成二维图像。

[0097] 通过(未示出的)选择单元 1500 来选择使用路径 A 的第一模式和使用路径 B 的第二模式。例如,选择单元 1500 针对紧接在图像拍摄之后的确认画面选择第二模式,并且在确认图像的具体细节的情况下选择第一模式。

[0098] 在选择了第一模式的情况下所进行的处理与第一典型实施例中的处理相同。下面将基于图 11 所示的处理流程描述在选择了第二模式的情况下所进行的处理。

[0099] 如上所述,线传感器 182 具有 2,048 个像素,并且生成 2,048 个图像信号。在步骤 S3000 中,生成单元 1400 获取这些图像信号。

[0100] 此外,生成单元 1400 通过从所述多个图像信号中有选择地提取一个图像信号,来获得被检眼眼底上的一个点处的代表强度信号。

[0101] 在步骤 S3100 中,生成单元 1400 按信号等级的降序对从线传感器 182 输出的多个图像信号进行排序。

[0102] 在步骤 S3200 中,生成单元 1400 在主存储器 11 中选择预定次序的图像信号。该预定次序的图像信号是在图像信号按信号等级的降序进行排序后位于从顶部起的第 n 个位置处的图像信号。

[0103] 生成单元 1400 将具有预定次序的图像信号的信号等级确定为针对 A 扫描的强度信息。

[0104] 重复从步骤 S3000 到步骤 S3300 的处理直到完成了所有 A 扫描为止。利用这个操作,能够获得眼底 127 的(与 A 扫描相对应的)各不同点的强度信息。在步骤 S3400 中,能够通过将该强度信息形成成为二维图像来获得如图 8 所示的视网膜的二维图像。如果选择了第二模式,则能够比选择了第一模式更快地进行处理。

[0105] 能够通过利用线传感器 182 进行模数(A/D)转换或者通过利用图像处理设备 100 中的接收单元进行 A/D 转换来从线传感器 182 进行输出。

[0106] 如果采用改变了光源波长的扫频源(SS)-OCT 来进行本典型实施例,则能够采用单个的光接收传感器代替线传感器 182。

[0107] 在该情况下,针对眼底上的各扫描位置从单个的光接收传感器将干涉信号作为通过时分进行了 A/D 转换的 2,048 个图像信号而输出。通过生成单元 1400 获取所述 2,048 个图像信号,然后,进行与从步骤 S3100 到后续步骤的处理相同的处理。利用这个操作,即使对于 SS-OCT,也能够迅速地获得二维图像。能够利用光接收传感器或者图像处理设备 100 中的接收单元对来自光接收传感器的输出进行 A/D 转换。

[0108] 还可以通过读出并执行记录在存储器介质(例如非瞬态计算机可读存储介质)上的计算机可执行指令以进行本发明上述实施例的一个或多个的功能的系统或设备的计算机和通过下面的方法来实现本发明的各实施例,其中,系统或设备的计算机通过例如从存储器介质读出并执行计算机可执行指令以进行上述实施例的一个或多个的功能来进行上述方法。计算机可以包括中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)或其它电路中的一个或多个,并且可以包括具有独立的计算机或独立的计算机处理器的网络。计算机可执行指令可以例如从网络或存储器介质提供给计算机。存储器介质可以包括例如硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、分布式计算机系统的存储器、光盘(诸如致密盘(CD)、数字化通用盘(DVD)或蓝光盘(BD)TM)、闪速存储装置和存储卡等中的一个或多个。

[0109] 尽管已经参考典型实施例说明了本发明,但是应当理解,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、等同结构和功能。

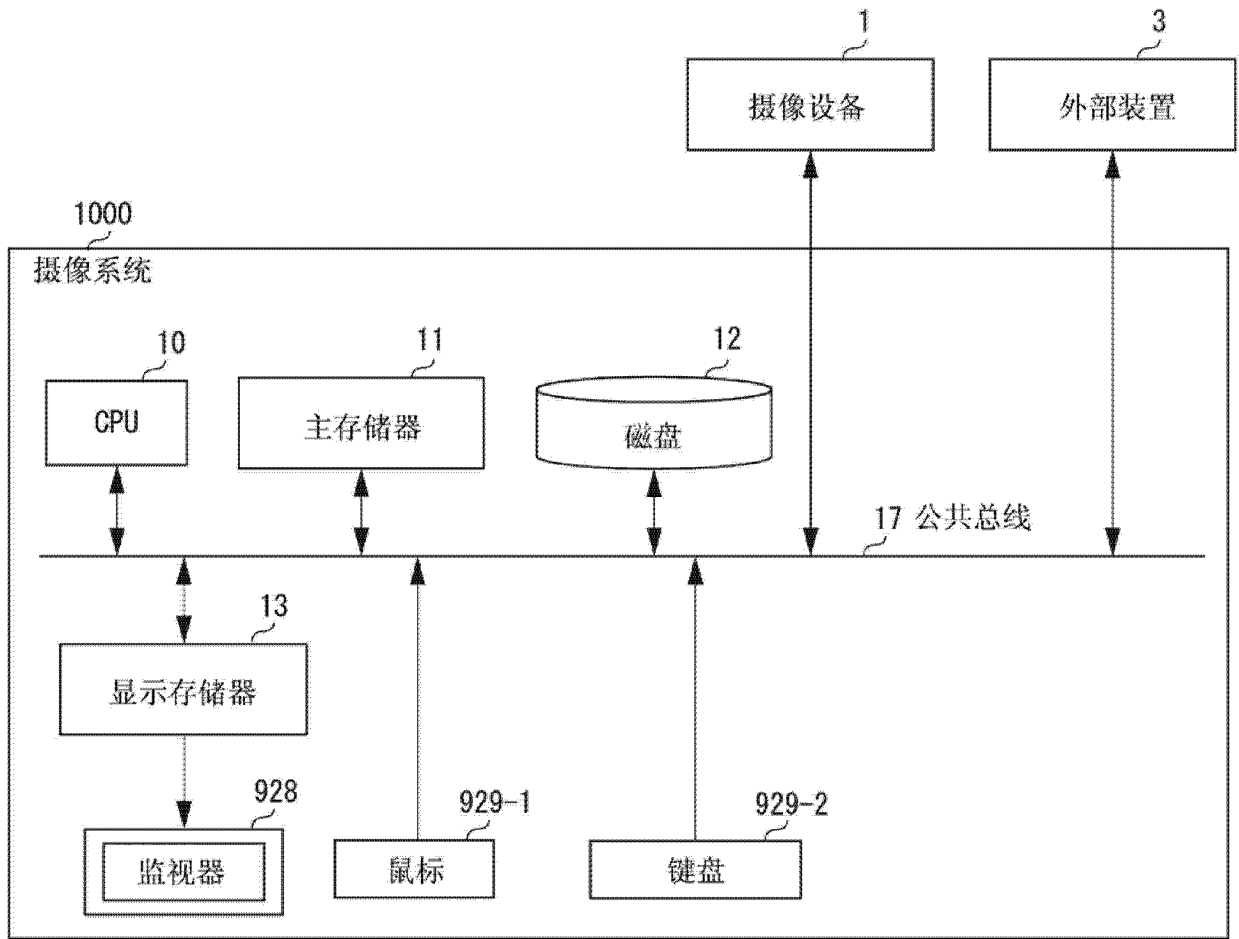


图 1

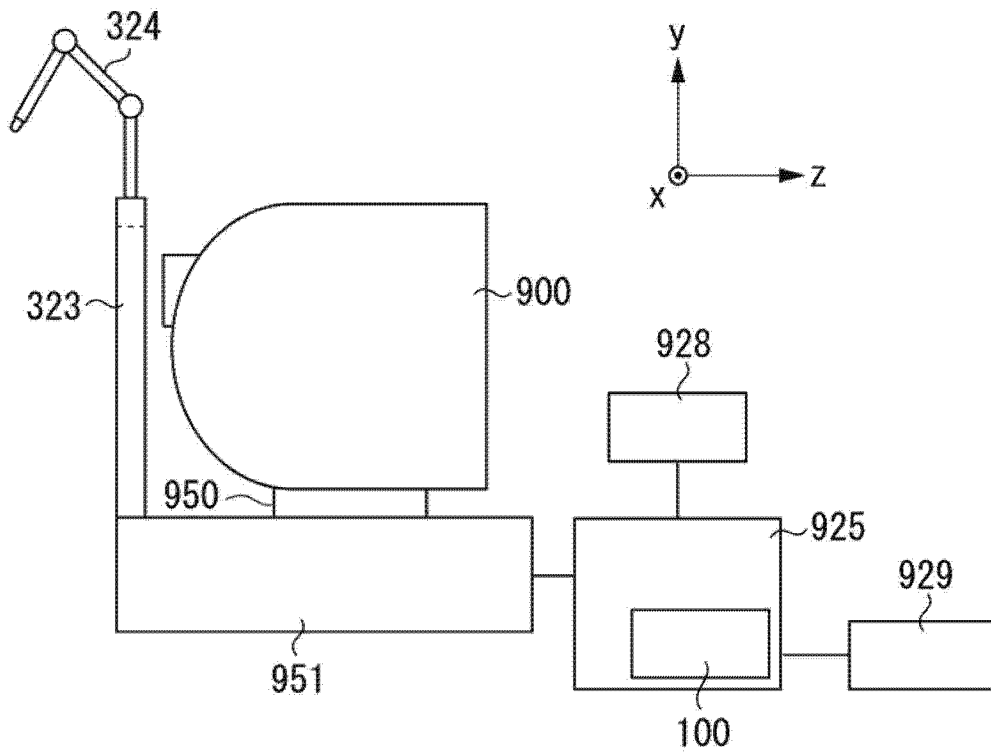


图 2

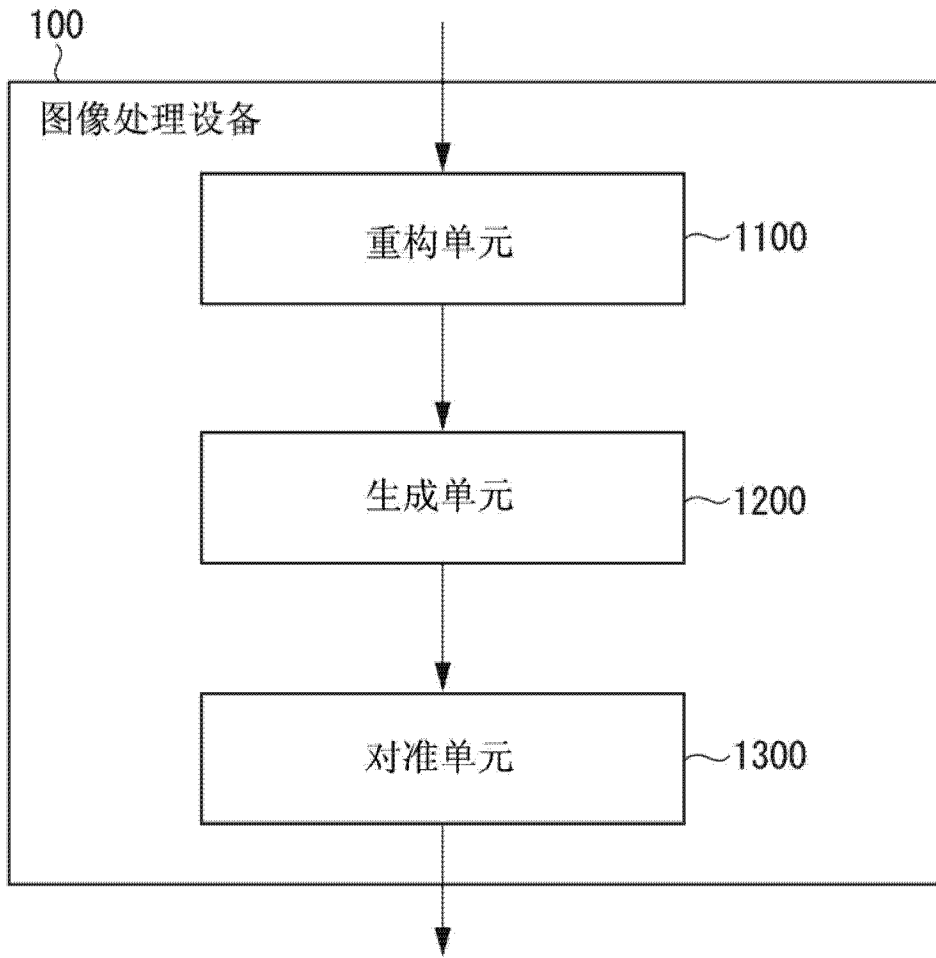


图 3

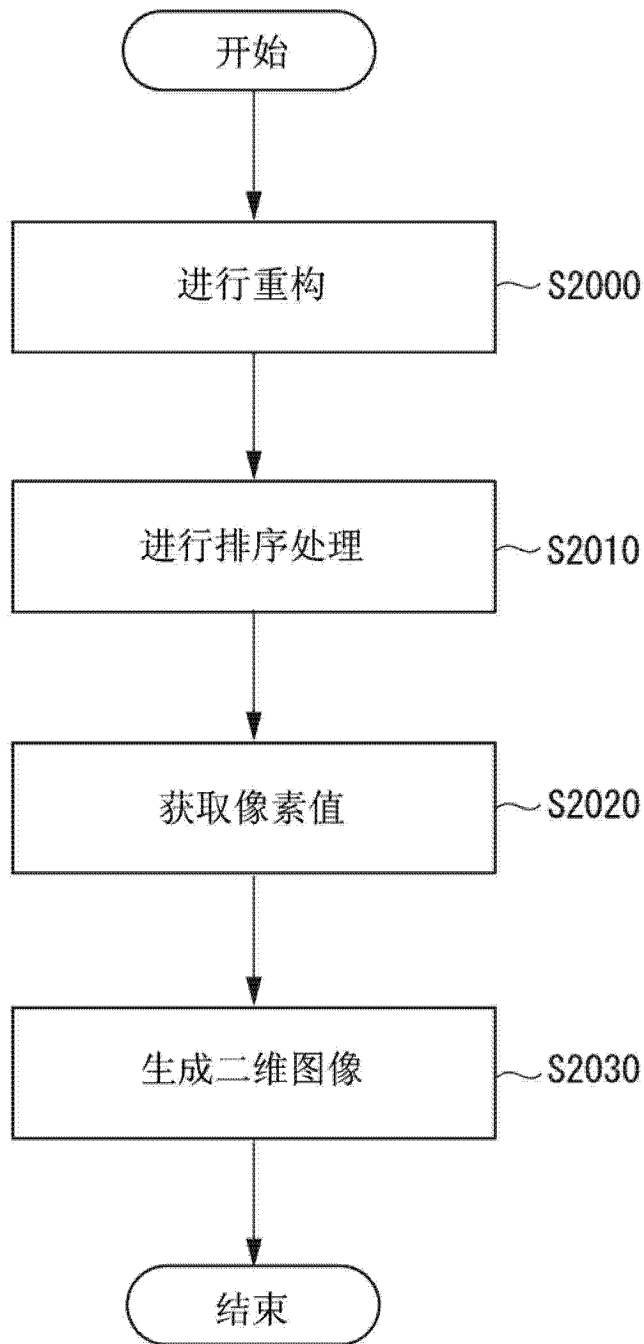


图 5

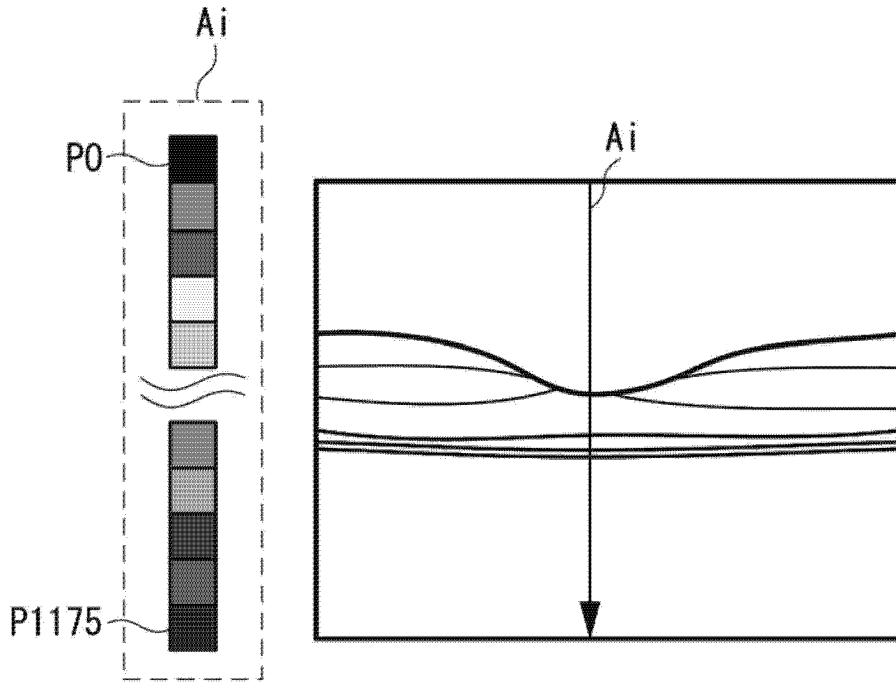


图 6

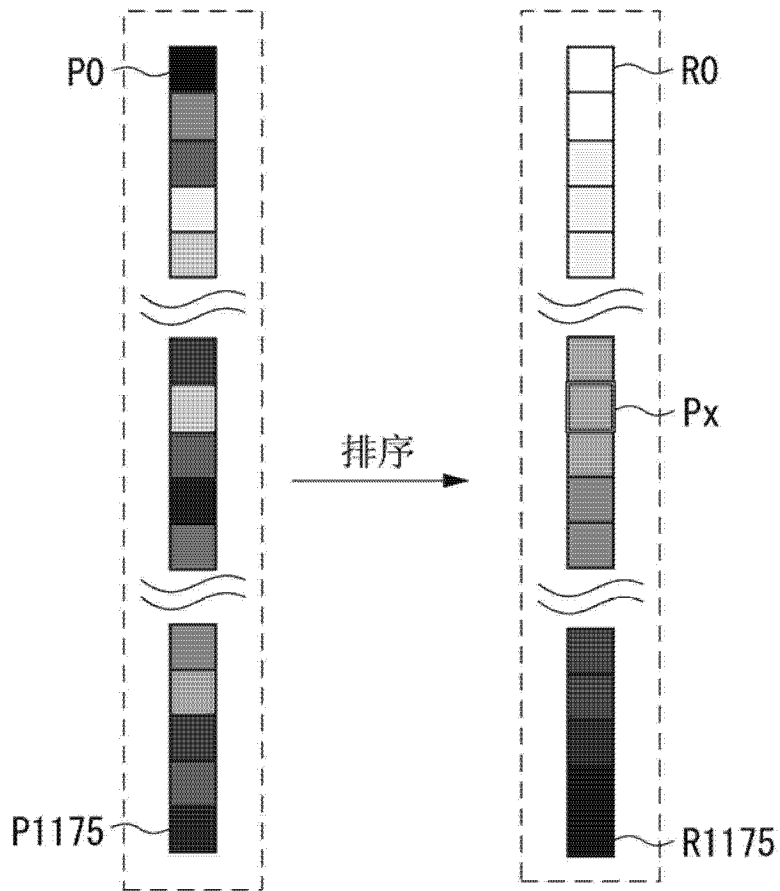


图 7

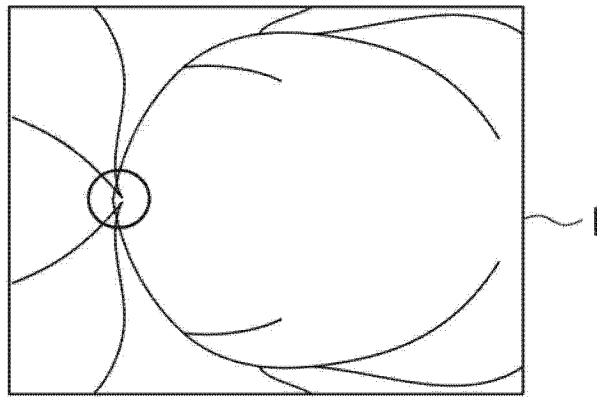


图 8

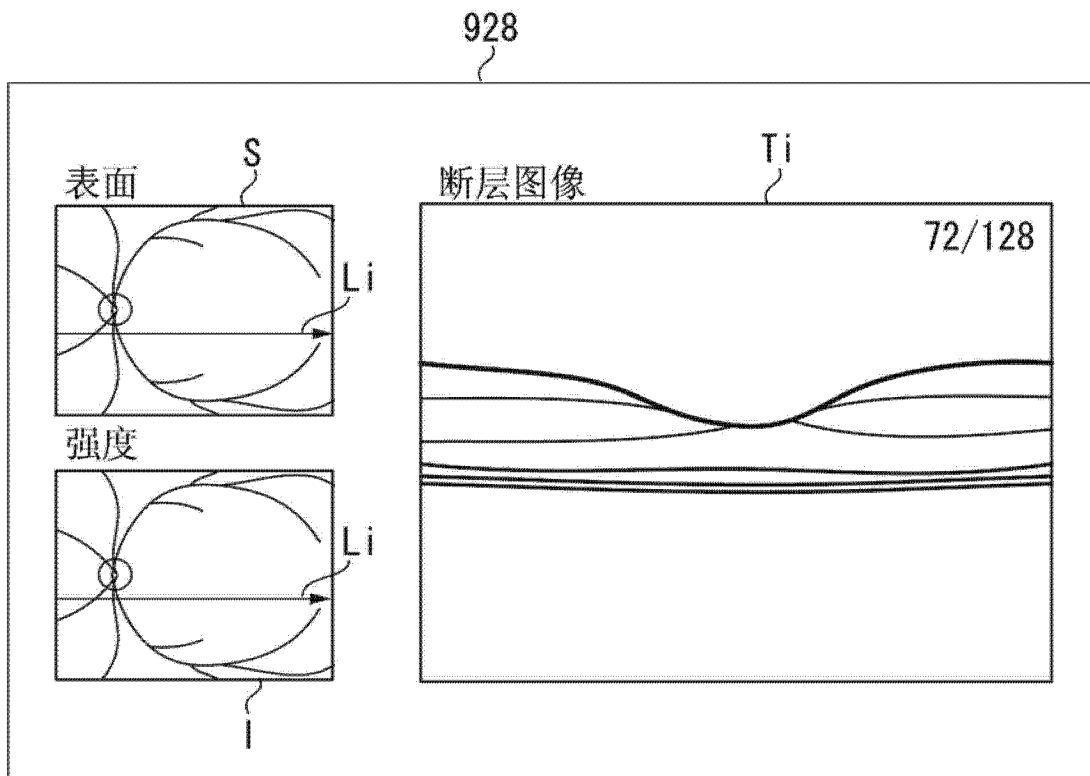


图 9

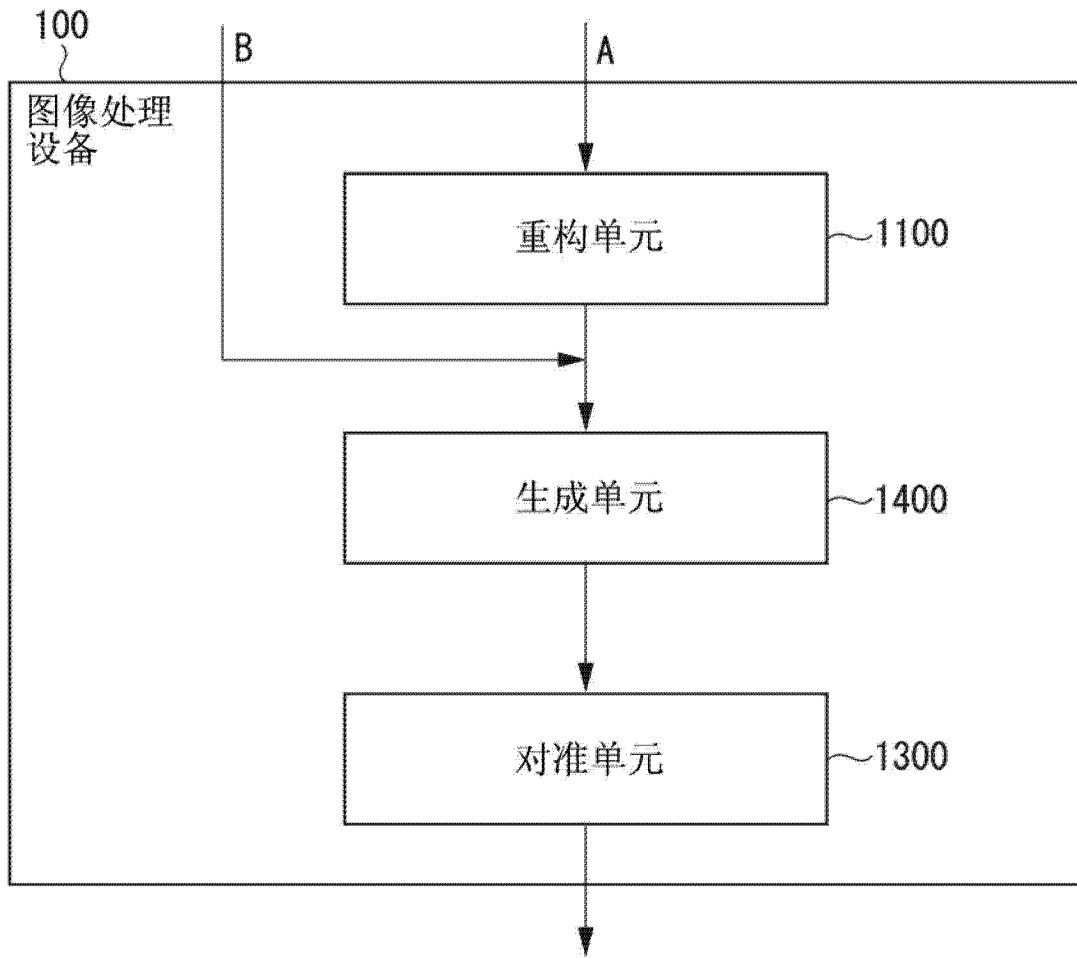


图 10

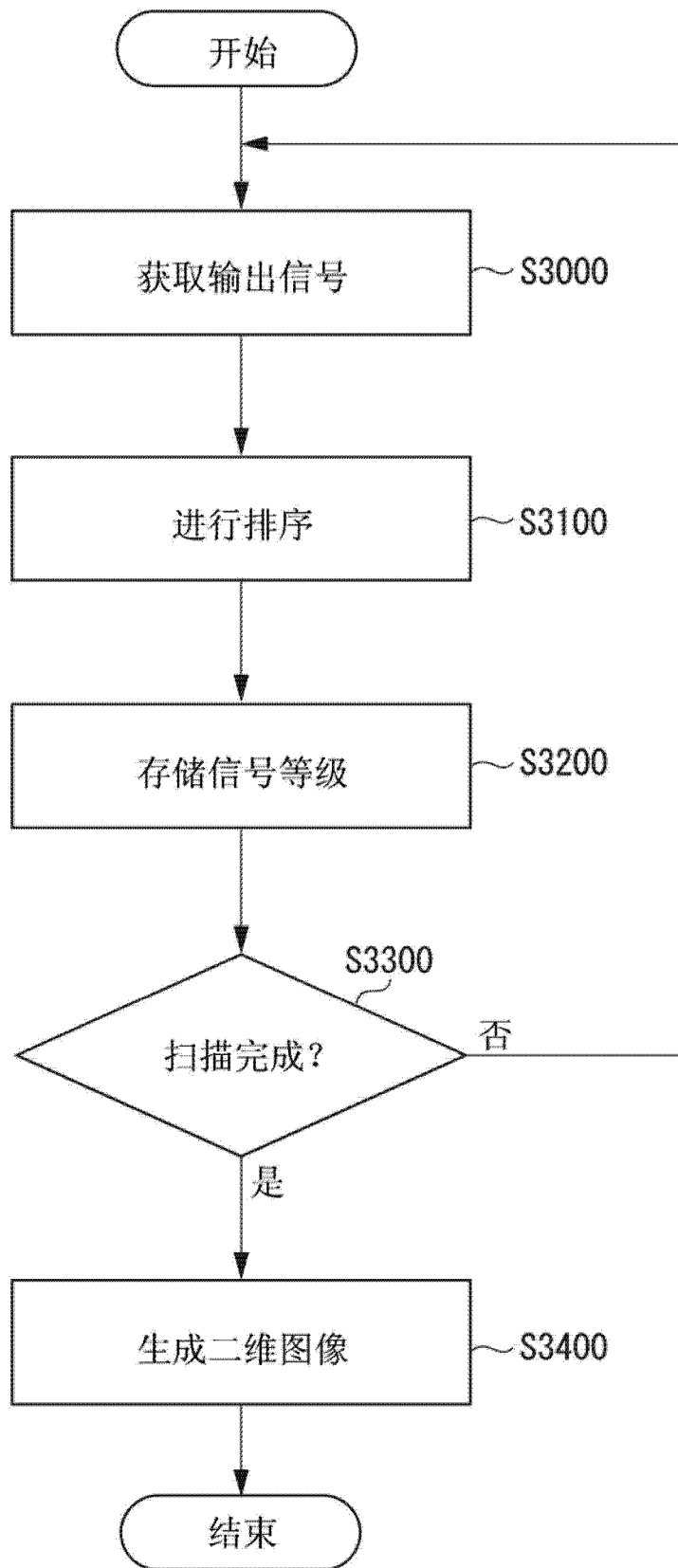


图 11