



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103222851 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201310033047. 3

(22) 申请日 2013. 01. 28

(30) 优先权数据

2012-014581 2012. 01. 26 JP

(73) 专利权人 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 小野重秋

(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)

审查员 喻赛男

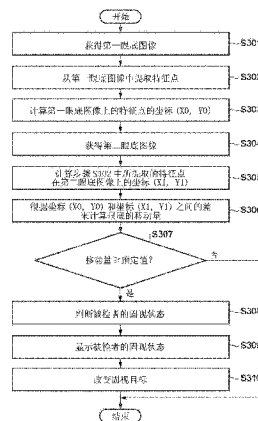
权利要求书1页 说明书9页 附图8页

(54) 发明名称

眼科设备和眼科设备的控制方法

(57) 摘要

本发明涉及一种眼科设备和眼科设备的控制方法。该眼科设备包括：图像获得单元，用于获得被检眼的眼底图像；信息获得单元，用于从所述眼底图像获得与被检眼有关的信息；固视目标显示单元，用于显示固视目标图案；以及改变单元，用于根据与所述被检眼有关的信息来改变所述固视目标显示单元所显示的固视目标图案。



1. 一种眼科设备,包括:
图像获得单元,用于获得被检眼的第一眼底图像和第二眼底图像;
信息获得单元,用于从所述第一眼底图像和所述第二眼底图像获得所述被检眼的移动量;
固视目标显示单元,用于显示固视目标图案;以及
比较单元,用于将所述移动量与预定的阈值进行比较,
所述眼科设备的特征在于,还包括:
改变单元,用于在所述比较单元确定为所述移动量大于所述预定的阈值的情况下,根据所述移动量来改变所述固视目标显示单元所显示的固视目标图案。
2. 根据权利要求 1 所述的眼科设备,其中,所述信息获得单元获得所述第一眼底图像上的眼底的特征点和所述第二眼底图像上的眼底的特征点之间的距离值,作为所述移动量。
3. 根据权利要求 1 所述的眼科设备,其中,所述改变单元根据所述移动量将所述固视目标图案的形状、大小、颜色和明度中的至少一个改变为预先确定的形状、大小、颜色和明度中相应的一个。
4. 根据权利要求 1 所述的眼科设备,其中,所述改变单元根据所述移动量来对所述固视目标图案的闪烁和点亮进行切换。
5. 根据权利要求 1 所述的眼科设备,其中,还包括显示控制单元,所述显示控制单元用于将表示所述被检眼的固视状态的显示形态显示在显示单元上,
其中,所述改变单元根据所述移动量来改变表示所述被检眼的固视状态的显示形态。
6. 根据权利要求 1 所述的眼科设备,其中,
所述信息获得单元从多个所述第一眼底图像和多个所述第二眼底图像获得眼底的移动量的平均值,以及
所述改变单元根据移动量的所述平均值来改变所述固视目标显示单元所显示的固视目标图案。
7. 一种眼科设备的控制方法,包括以下步骤:
获得被检眼的第一眼底图像和第二眼底图像;
从所述第一眼底图像和所述第二眼底图像获得所述被检眼的移动量;以及
将所述移动量与预定的阈值进行比较,
所述控制方法的特征在于,还包括以下步骤:
在确定为所述移动量大于所述预定的阈值的情况下,根据所述移动量来改变固视目标显示单元所显示的固视目标图案。

眼科设备和眼科设备的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科设备和眼科设备控制方法。

背景技术

[0002] 现今,利用光学设备的多种眼科设备已投入使用。例如,作为用于观察眼睛的光学设备,使用了包括前眼部摄像设备、眼底照相机和 SLO(扫描激光检验镜)的多种设备。在这些设备中,基于利用多波长光波干涉的 OCT(光学相干断层成像)的光学断层图像摄像设备是能够以高分辨率获得样本的断层图像的设备(以下称之为 OCT 设备)。OCT 设备正成为视网膜专科门诊必不可少的眼科设备。OCT 设备将用作低相干光的测量光分割为参考光和测量光。OCT 设备利用测量光来照射被检物,并使来自该被检物的返回光与参考光相干涉,从而获得该被检物的断层图像。另外,OCT 设备能够通过利用测量光对样本进行扫描来获得高分辨率的断层图像。因此,OCT 设备能够获得被检眼的眼底上的视网膜的断层图像,并且被广泛用于视网膜的眼科诊断等。然而,当被检物是诸如眼睛等的活体时,由眼睛的运动所导致的图像失真成为问题。需要在不受眼睛运动影响的情况下以高灵敏度来快速地测量眼睛。

[0003] 日本特开 2011-206519 或 2011-50430 公开了以下眼科设备。该眼科设备从第一眼底图像中提取眼底图像的特征点,其中,该第一眼底图像是通过用于获得眼底图像的眼底摄像所拍摄的。该眼科设备还从与第一眼底图像不同的第二眼底图像中检测特征点。基于各个特征点在眼底图像上的坐标,该眼科设备测量被检眼的眼底的位置变化。

[0004] 日本特开 2003-546 公开了一种眼科设备,其中该眼科设备可以显示具有多种形状的大小不同的固视目标图案,并且针对各被检眼存储固视目标图案。

[0005] 然而,日本特开 2011-206519 或 2011-50430 所公开的眼科设备使用单个固视目标。由于各被检者的视力不同,因此被检眼的固视变得不稳定,并且无法获得适合的眼底图像。

[0006] 日本特开 2003-546 所公开的眼科设备能够切换并显示具有多种形状的大小不同的固视目标图案。然而,使用者需要手动地切换固视目标图案。改变固视目标很繁琐并且没有考虑到被检眼的固视状态。因此,需要花时间来选择适合于被检者的固视灯,由此给被检者带来负担。

发明内容

[0007] 为了解决上述问题,本发明提供一种用于在眼科摄像时使被检眼的固视稳定并减轻使用者的负担的技术。

[0008] 根据本发明的一个方面,提供了一种眼科设备,包括:图像获得单元,用于获得被检眼的眼底图像;信息获得单元,用于从所述眼底图像获得与所述被检眼有关的信息;固视目标显示单元,用于显示固视目标图案;以及改变单元,用于根据与所述被检眼有关的信息来改变所述固视目标显示单元所显示的固视目标图案。

[0009] 根据本发明的一个方面,提供了一种眼科设备的控制方法,包括以下步骤:获得被检眼的眼底图像;从所述眼底图像获得与所述被检眼有关的信息;以及根据与所述被检眼有关的信息来改变固视目标显示单元所显示的固视目标图案。

[0010] 根据本发明的一个方面,提供了一种眼科设备,包括:图像获得单元,用于获得被检眼的第一眼底图像和第二眼底图像;信息获得单元,用于从所述第一眼底图像和所述第二眼底图像获得眼底的移动量;显示控制单元,用于将表示所述被检眼的固视状态的显示形态显示在显示单元上;以及改变单元,用于根据所述移动量来改变表示所述被检眼的固视状态的显示形态。

[0011] 通过以下参考附图对典型实施例的说明,本发明的其它特征将变得明显。

附图说明

[0012] 图 1A 和 1B 是例示出根据第一实施例的眼科设备的结构的图;

[0013] 图 2 是例示出根据第一实施例的监视器显示画面的图;

[0014] 图 3 是例示出根据第一实施例的眼科设备的处理过程的流程图;

[0015] 图 4 是例示出根据第一实施例的内部固视目标的显示图案的图;

[0016] 图 5 是例示出根据第一实施例的眼底图像的特征点和移动量的检测的图;

[0017] 图 6 是根据第一实施例的说明用于显示固视状态是好还是坏的指示符的例子图;以及

[0018] 图 7 是例示出根据第二实施例的眼科设备的处理过程的流程图。

具体实施方式

[0019] 现在将参考附图详细说明本发明的典型实施例。应当注意,除非特别说明,否则这些实施例所说明的组件的相对配置、数字表达式和数值并不会限制本发明的范围。

[0020] 第一实施例

[0021] 第一实施例将说明如下结构:基于从被检眼的多个图像中作为与被检眼有关的信息所获得的特征点的移动量来判断被检眼的固视状态是好还是坏,并且固视目标的显示形态根据该固视状态而改变。

[0022] 眼科设备的结构

[0023] 将参考图 1A 来说明根据第一实施例的眼科设备的示意结构。眼科设备 200 包括下颚托台 323、外部固视目标 324、光学头 900、控制单元 925、存储单元 926、显示单元 928、输入接受单元 929、台部 950 和基座 951。

[0024] 下颚托台 323 固定被检者的下颚和前额以促使他固定他的眼睛(被检眼)。外部固视目标 324 用于使被检者的眼睛进行固视,并且可以从(稍后所述的)内部固视目标进行切换并使用。

[0025] 光学头 900 是用于拍摄前眼图像、眼底的二维图像、以及断层图像的测量光学系统。控制单元 925 对台部 950 进行控制,并执行断层图像的形成等。存储单元 926 是用于存储被检者信息和断层摄像用程序等的硬盘。显示单元 928 显示所拍摄的前眼图像、眼底的二维图像、以及断层图像等。输入接受单元 929 接受来自用户的针对控制单元 925 的指令,并且输入接受单元 929 是键盘和鼠标等。

[0026] 台部 950 能够使用马达（未示出）沿 X、Y 和 Z 方向移动光学头 900。基座 951 支持台部 950，并且包含（稍后所述的）分光器。

[0027] 测量光学系统和分光器的结构

[0028] 接下来，参考图 1B 来说明光学头 900 的测量光学系统的结构和基座 951 的分光器的结构。首先，说明光学头 900 的结构。将物镜 135-1 配置为面对被检眼 107。第一分色镜 132-1 和第二分色镜 132-2 针对各波长带将光路分支为 OCT 光学系统的光路 351、眼底观察和固视灯用的光路 352、以及前眼观察用的光路 353。在透镜 135-3 和 135-4 中，透镜 135-3 由马达（未示出）进行驱动以进行内部固视目标 191 和眼底观察 CCD172 的聚焦调整。

[0029] 穿孔镜 303 插入透镜 135-4 和第三分色镜 132-3 之间。该穿孔镜 303 将光路 352 分支为光路 352-2 和 354。

[0030] 光路 354 形成用于对被检眼 107 的眼底进行照明的照明光学系统。LED 光源 316 是用于对准被检眼 107 的眼底观察用照明光源。插入到聚光透镜 313 和 315 之间的频闪管 314 用于对被检眼 107 的眼底进行摄像。镜 317 用于改变光路的方向。

[0031] LED 光源 316 经由频闪管 314 所照射的照明光经由环形狭缝 312 改变为环形光束。该环形光束经由透镜 311 和 309 由穿孔镜 303 进行反射，并且对被检眼 107 的视网膜 127 进行照明。注意，LED 光源 316 具有约 780nm 的中心波长。

[0032] 经由穿孔镜 303 向着第三分色镜 132-3 延伸的光路 352-2 被第三分色镜 132-3 针对各波长带分支为向着眼底观察 CCD172 延伸的光路和向着内部固视目标 191 延伸的光路。

[0033] CCD172 在眼底观察用照明光的 LED 光源 316 的中心波长（更具体为 780nm）附近具有灵敏度。CCD 控制单元 102 控制 CCD172。内部固视目标 191 生成可见光以促使被检者进行固视。固视目标控制单元 103 控制内部固视目标 191。

[0034] CCD 控制单元 102 和固视目标控制单元 103 连接至基座 951 的运算单元 104，并且经由运算单元 104 进行与控制单元 925 的数据的接收和输出。

[0035] 在光路 353 中，配置有透镜 135-2 和前眼观察用的红外线 CCD171。红外线 CCD171 在前眼观察用照明光（未示出）的波长（更具体为 970nm）附近具有灵敏度。图像分割棱镜（未示出）插入到光路 353 中，并且能够检测光学头 900 相对于被检眼 107 在 Z 方向上的距离，作为前眼观察图像中的分割图像。

[0036] 如上所述，光路 351 形成 OCT 光学系统。光路 351 用于拍摄被检眼 107 的眼底的断层图像，更具体地，用于获得形成断层图像用的干涉信号。

[0037] X-Y 扫描器 134 用于使光沿着 X 轴和 Y 轴这两轴方向来扫描眼底。在透镜 135-5 和 135-6 中，透镜 135-5 由马达（未示出）进行驱动，以使光源 101 所照射并且从连接至光学耦合器 131 的光纤 131-2 所出射的光在眼底上进行聚焦调整。通过该聚焦调整，使被检眼 107 的眼底所反射的光同时在光纤 131-2 的端部上形成光斑图像，并入射到光纤 131-2。注意，光纤 131-1，光纤 131-2，光纤 131-3 和光纤 131-4 是与光学耦合器 131 一体连接的单模光纤。

[0038] 接着，将说明从光源 101 延伸的光路以及参考光学系统和分光器 180 的结构。光源 101 所出射的光经由光纤 131-1 和光学耦合器 131 被分割成向着光纤 131-2 的测量光和向着光纤 131-3 的参考光。

[0039] 测量光经由上述 OCT 光学系统的光路来照射用作观察对象的被检眼 107 的眼底。

该测量光由视网膜反射或散射,并且经由同一光路到达光学耦合器 131。

[0040] 参考光经由光纤 131-3、透镜 135-7 和色散补偿玻璃 115 到达第四分色镜 132-4,并且由第四分色镜 132-4 进行反射,其中色散补偿玻璃 115 是为了使测量光的色散与参考光的色散相匹配而插入的。该参考光经由同一光路返回并且到达光学耦合器 131。

[0041] 光学耦合器 131 对测量光与参考光进行合成从而形成干涉光。在测量光的光路长度与参考光的光路长度几乎相同的情况下发生干涉。马达和驱动机构(均未示出)以沿着光轴方向可调整第四分色镜 132-4 的位置的方式保持该第四分色镜 132-4。这使得参考光的光路长度能够与根据被检眼 107 而改变的测量光的光路长度相匹配。干涉光经由光纤 131-4 被引导至分光器 180。

[0042] 偏光调整单元 139-1 插入在光纤 131-2 中以调整测量光侧的偏光。偏光调整单元 139-2 插入在光纤 131-3 中以调整参考光侧的偏光。这些偏光调整单元包括光纤的若干环状部分。该环状部分以光纤的长度方向为中心转动以向该光纤施加扭力,从而可以将测量光和参考光的偏光状态调整得彼此匹配。在本实施例中,预先调整并固定测量光和参考光的偏光状态。

[0043] 分光器 180 包括透镜 135-8,透镜 135-9,衍射光栅 181 以及线传感器 182。从光纤 131-4 出射的干涉光经由透镜 135-8 变得大致平行,然后由衍射光栅 181 进行分光。透镜 135-9 使光在线传感器 182 上形成图像。

[0044] 上述结构形成了迈克尔逊(Michelson)干涉仪。

[0045] 接着说明光源 101。光源 101 是作为代表性的低相干光源的 SLD(超发光二极管)。光源 101 的中心波长为 855nm,并且波长带宽约为 100nm。由于波长带宽对所获得的断层图像沿光轴方向的分辨率有影响,因此波长带宽是重要参数。尽管光源的类型在这里为 SLD,但也可以使用 ASE(放大自发辐射)等,只要能够发出低相干光即可。考虑到是对眼睛的测量,中心波长优选为红外光的波长。另外,中心波长对所获得的断层图像在横方向上的分辨率有影响,因此中心波长优选较短。由于这两个原因,将中心波长设置为 855nm。

[0046] 尽管本实施例使用迈克尔逊干涉仪作为干涉仪,但也可以使用马赫-泽德(Mach-Zehnder)干涉仪。当测量光和参考光之间的光量差较大时,也可以使用马赫-泽德干涉仪,并且当光量差相对较小时,也可以使用迈克尔逊干涉仪。

[0047] 断层图像拍摄方法

[0048] 接着,说明使用眼科设备 200 的断层图像拍摄方法。眼科设备 200 可以通过对 X-Y 扫描器 134 进行控制来拍摄被检眼 107 的眼底上的期望部位的断层图像。

[0049] 在图 1B 中,测量光在 X 方向上扫描,并且线传感器 182 从眼底的 X 方向上的摄像范围中获得与预定数量的所拍摄图像有关的信息。对 X 方向上的特定位置处所获得的线传感器 182 上的亮度分布进行 FFT(快速傅立叶变换)。将通过 FFT 所获得的线状亮度分布转换成要显示在显示单元 928 上的浓度或颜色信息。将该转换后的信息称为 A 扫描图像。将通过排列多个 A 扫描图像所获得的二维图像称为 B 扫描图像。在拍摄多个 A 扫描图像以构成一个 B 扫描图像之后,移动 Y 方向的扫描位置以再次在 X 方向上扫描测量光,并且可以获得多个 B 扫描图像。将多个 B 扫描图像或根据多个 B 扫描图像所构成的三维断层图像显示在显示单元 928 上。检查者可以使用所显示的图像对被检眼进行诊断。

[0050] 测量画面

[0051] 图2例示出显示单元928上所显示的测量画面1000。测量画面1000包括前眼观察画面1101、二维眼底图像显示画面1201、断层图像显示画面1301以及图案显示画面1401。

[0052] 前眼观察画面1101显示由前眼观察CCD所获得的前眼观察图像。二维眼底图像显示画面1201显示由眼底观察CCD所获得的二维眼底图像。断层图像显示画面1301显示所获得的断层图像。图案显示画面1401显示由内部固视目标191所形成的图案。

[0053] 切换按钮1001是用于在左眼和右眼之间切换被检眼的按钮。通过按下L按钮和R按钮,光学头900移动至左眼和右眼的初始位置。通过操作包括在输入接受单元929中的鼠标,检查者可以移动测量画面1000上的鼠标光标1002的光标位置。

[0054] 鼠标光标位置检测器(未示出)根据显示画面上的像素位置来计算鼠标光标的位置。对准被配置为能够根据该鼠标光标的位置而改变。更具体地,将预定范围内的一个或多个预定区域设置在测量画面1000中,并且对所设置的范围和对准驱动之间的对应关系进行预先设置。当鼠标光标停留在所设置的范围内的像素时,可以执行所设置的范围内所定义的对准。可以通过转动鼠标滑轮来进行使用鼠标的对准操作。

[0055] 配置于前眼观察画面1101、二维眼底图像显示画面1201以及断层图像显示画面1301附近的滑动条用于进行各种调整。滑动条1102用于调整光学头900相对于被检眼107的Z方向的位置。滑动条1202用于进行调焦。滑动条1302用于调整相干门的位置。通过沿着图1B的双方向箭头所示的方向移动透镜135-3和135-5来进行聚焦调整以在眼底聚焦。通过沿着图1B的双方向箭头所示的方向移动第四分色镜132-4来进行相干门调整以在断层图像显示画面上的期望位置处观察断层图像。这些滑动条在各个图像中进行使用鼠标的对准操作时彼此连动地进行移动。

[0056] 眼科设备200的处理

[0057] LED光源316所照射的照明光穿过聚光透镜315和313,由镜317反射,并由环形狭缝312形成为环形光束。该光束穿过透镜311和309,并由穿孔镜303反射。然后,该光束穿过透镜135-4、透镜135-3、第二分色镜132-2、第一分色镜132-1以及物镜135-1,并且对被检眼107的视网膜127进行照明。

[0058] 被检眼107的视网膜127所反射的光穿过物镜135-1,并且穿过第一分色镜132-1、第二分色镜132-2、透镜135-3、透镜135-4、以及穿孔镜303的穿孔部分。该光由第三分色镜132-3反射并在CCD172上形成图像。CCD控制单元102读取形成在CCD172上的眼底图像,将该眼底图像放大并进行A/D转换,并且将处理后的眼底图像输出至运算单元104。将输入至运算单元104的该眼底图像输出至控制单元925。

[0059] 控制单元925检测接收到的眼底图像的对比度,将透镜135-3驱动至该眼底的对比度最高的位置,并且自动聚焦在被检眼的眼底。在完成对被检眼的眼底的聚焦时,执行图3的流程图所示的处理。

[0060] 在步骤S301中,用作图像获得单元的控制单元925获得用作用于计算该眼底的移动量的基准图像的第一眼底图像,作为与被检眼有关的信息。在步骤S302中,控制单元925从该第一眼底图像中提取特征点。本实施例关注于眼底血管的分支,并且将图5的501所示的位置提取为特征点。注意,特征点不限于眼底血管的分支。可以基于眼底血管的分支以外的其它特征点来获得移动量。

[0061] 在步骤S303中,用作信息获得单元的控制单元925计算第一眼底图像上的特征点

的坐标 (X0, Y0)。在步骤 S304 中, 用作图像获得单元的控制单元 925 获得第二眼底图像。在本实施例中, 眼底图像获得帧频为 30 帧 / 秒, 并且在约 33ms 之后获得第二眼底图像。注意, 帧频不限于该值。

[0062] 在步骤 S305 中, 用作信息获得单元的控制单元 925 计算第二眼底图像上如图 5 的 502 所示的与步骤 S302 中所提取的特征点相对应的特征点的坐标 (X1, Y1)。

[0063] 在步骤 S306 中, 用作信息获得单元的控制单元 925 计算坐标 (X0, Y0) 和坐标 (X1, Y1) 之间的差 (例如, 两个坐标位置之间的距离值或差矢量的成分值), 并且将该差值设置为被检眼的眼底的移动量。

[0064] 在步骤 S307 中, 控制单元 925 判断被检眼的眼底的移动量是否等于或大于预定值。如果控制单元 925 判断为该移动量等于或大于预定值 (步骤 S307 中为“是”), 则该处理进入步骤 S308。如果控制单元 925 判断为该移动量小于预定值 (步骤 S307 中为“否”), 则处理结束。在步骤 S308 中, 控制单元 925 判断被检眼的固视状态。

[0065] 在步骤 S309 中, 用作改变单元和显示控制单元的控制单元 925 对显示单元 928 进行控制, 从而如图 2 的指示符 1204 所指示的那样, 根据移动量来改变表示被检眼的固视状态的显示形态。在本实施例中, 指示符 1204 以图 6 的 601 ~ 607 所表示的 7 个阶段来显示表示被检眼的固视状态的显示形态。附图标记 601 表示最差的固视状态。被检眼的固视按照 602、603、604、605 和 606 的顺序依次提高。附图标记 607 表示最好的固视状态。将移动量的值例如分类为 7 个阶段的范围。然后, 通过判断移动量的当前值所处的范围来判断当前的固视状态。基于该判断, 显示被检眼的固视状态。通过参考指示符 1204, 检查者能够容易地掌握被检者的固视状态, 并且能够适当地切换固视目标。因此, 可以使被检眼的固视稳定以缩短测量时间, 从而减轻被检者的负担。

[0066] 在步骤 S310 中, 用作改变单元的控制单元 925 根据移动量来改变固视目标图案的大小或形状等, 并且在用作固视目标显示单元的显示单元 928 上显示该固视目标图案。图 4 中的图案 401 ~ 404 是内部固视目标 191 的固视目标显示图案的例子。在本实施例中, 内部固视目标 191 的固视目标显示图案的初始值是图案 401 所表示的显示。注意, 该初始值不限于图案 401 所表示的固视目标。例如, 该初始值可以具有与图案 401 所表示的固视目标不同的大小或形状。

[0067] 在步骤 S310 中, 例如如图案 402 所示, 控制单元 925 在不改变形状的情况下将大小改变得较大。当在步骤 S310 中改变固视目标的大小或形状时, 可以将固视目标的大小或形状改变为与移动量预先相关联的大小或形状。例如, 移动量越大, 为了使被检者的固视稳定, 则固视目标的大小变得越大。此外, 移动量越大, 为了吸引被检者的注意, 则固视目标的闪烁周期变得越短。当移动量从较大值改变为较小值时, 固视目标的大小变小, 并且被检者可以容易地固视一点。

[0068] 图 2 所示的测量画面 1000 上的图案显示画面 1401 显示内部固视目标 191 的显示形状和大小以及内部固视目标和外部固视目标中当前所选择的固视目标。该显示根据内部固视目标和外部固视目标之间的切换而改变。在步骤 S310 中, 如图案 403 所示, 固视目标图案的形状可以改变, 或者如图案 404 所示, 固视目标图案的形状和大小均可以改变。此外, 可以在不改变内部固视目标 191 的显示形态的情况下使外部固视目标 324 点亮或闪烁以进行固视目标图案的切换。可选地, 可以在不显示内部固视目标 191 的情况下使外部固视目

标 324 点亮或闪烁以进行固视目标图案的切换。

[0069] 在步骤 S310 中,内部固视目标 191 可以在不改变显示形态的情况下闪烁,或者该内部固视目标 191 可以在显示形态改变的同时进行闪烁。尽管未示出,但固视目标的明度和颜色可以改变。也就是说,通过将固视目标图案的形状、大小、颜色和明度中的至少一个改变为根据移动量预先设置的形状、大小、颜色或明度,来显示与该移动量相对应的固视目标图案。可以根据移动量来对固视目标图案的闪烁和点亮进行切换。之后,图 3 的流程图的各处理结束。

[0070] 在本实施例中,基于被检眼的特征点的移动量来判断被检眼的固视状态是好还是坏,并且固视目标的显示形态根据该固视状态而改变。因此,适合于被检者的固视目标可以用于稳定被检眼的固视状态。由于稳定了被检眼的固视状态,因此减轻了所获得的 OCT 图像和眼底图像的质量劣化,并且可以获得稳定的测量结果。缩短了用于选择适合于被检者的固视目标的测量时间,并且可以减轻患者的负担。由于固视目标在被检者并未注意的时刻自动地改变,因此该固视目标吸引该被检者的注意并且可以提高被检者的固视状态。

[0071] 在本实施例中,表示被检眼的固视状态是好还是坏的信息(指示符的显示内容)根据被检眼的特征点的移动量而改变。在观察指示符的显示内容的同时,检查者可以使用适合于被检者的固视目标并提高该被检者的固视状态,并且可以稳定被检眼的固视状态。因此,可以使被检眼的固视稳定以缩短测量时间,从而减轻被检者的负担。

[0072] 第二实施例

[0073] 在第一实施例中,使用第一眼底图像上的特征点的坐标和第二眼底图像上的特征点的坐标之间的差作为移动量,并且基于一次计算所获得的移动量来判断被检眼的固视状态是好还是坏。第二实施例将说明如下配置:多次计算移动量,使用所计算出的移动量的平均值作为移动量,并且判断被检眼的固视状态是好还是坏。

[0074] 将参考图 7 的流程图来说明根据第二实施例的眼科设备 200 的控制单元 925 的处理过程。

[0075] 在步骤 S700 中,控制单元 925 将初始值 0 替换为变量 i 。步骤 S701 ~ S706 中的处理与步骤 S301 ~ S306 中的处理相同。

[0076] 在步骤 S707 中,用作信息获得单元的控制单元 925 将第 i 次的移动量保存为 $MOV(i)$ 。在步骤 S708 中,控制单元 925 将 $X1$ 和 $Y1$ 分别替换为 $X0$ 和 $Y0$,并将第二眼底图像上的特征点的坐标设置为用于计算移动量的基准坐标。在步骤 S709 中,控制单元 925 判断为循环已处理完一次,并使 i 增加 1。

[0077] 在步骤 S710 中,控制单元 925 判断该循环是否已处理了 N 次。如果控制单元 925 判断为该循环已处理了 N 次(步骤 S710 中为“是”),则处理进入步骤 S711。如果控制单元 925 判断为该循环尚未处理 N 次(步骤 S710 中为“否”),则处理返回至步骤 S704。在步骤 S711 中,用作信息获得单元的控制单元 925 计算各次循环操作中的移动量 $MOV(0)$ 、 $MOV(1)$ 、...、 $MOV(N-1)$ 的平均值 $MOVave$ 。

[0078] 在步骤 S712 中,控制单元 925 判断移动量的平均值 $MOVave$ 是否等于或大于预定值。如果控制单元 925 判断为该 $MOVave$ 等于或大于预定值(步骤 S712 中为“是”),则处理进入步骤 S713。如果控制单元 925 判断为该 $MOVave$ 小于预定值(步骤 S712 中为“否”),则判断为被检者的固视状态良好,并且处理结束。步骤 S713 ~ S715 中的处理与步骤 S308 ~

S310 中的处理相同。之后,图 7 的流程图的各处理结束。

[0079] 在第二实施例中,多次计算移动量,并且将所计算出的移动量的平均值设置为移动量。基于该移动量来判断被检眼的固视状态是好还是坏,并且根据该固视状态来改变固视目标的显示形态。因此,可以采用比使用一次计算所获得的移动量时的精度高的精度的适合于被检者的固视目标,从而进一步稳定了被检眼的固视状态。

[0080] 第三实施例

[0081] 替代如第一实施例和第二实施例那样计算被检眼的眼底的移动量并判断被检眼的固视是好还是坏,还可以安装正常眼睛的数据库,以检测被检眼的病变部并根据该病变部的状态来改变内部固视目标 191 的显示。例如,当在黄斑区域中检测到病变(疾病)时,被检者无法良好地看到中心部位。在这种情况下,固视目标图案可以改变为具有图案 404 所示的形状和大小的固视目标图案。更具体地,用作信息获得单元的控制单元 925 可以从眼底图像获得被检眼的疾病状态作为与该被检眼有关的信息。还用作改变单元的控制单元 925 可以根据该疾病状态,将固视目标显示单元所显示的固视目标图案改变为适合于被检者的图案。

[0082] 本发明不限于上述实施例,并可以在不背离本发明的范围的情况下进行多种改变和修改。例如,在步骤 S307 中判断为眼底的移动量等于或大于预定值的情况下,控制单元 925 可以控制显示单元 928 以显示用于促使检查者改变固视目标的显示形态,而非自动地改变固视目标。用于促使固视目标的改变的显示形态例如为“固视状态较差,因此改变固视目标的大小或形状”。用于促使固视目标的改变的显示形态是任意的,只要检查者能够识别出需要改变固视目标的大小和形状任一即可。

[0083] 此外,眼底的移动量可以预先与固视目标图案的形状、大小、颜色和明度等相关联。在这种情况下,根据该移动量,控制单元 925 呈现诸如“固视状态较差,因此将固视目标的形状改变为圆形”等的具体的固视目标图案的形状。

[0084] 这样,促使检查者根据固视状态来改变固视目标图案。即使对于手动的固视目标图案,检查者也能够快速地改变该固视目标图案。能够使固视稳定以缩短测量时间,从而减轻被检者和操作者的负担。

[0085] 在这些实施例中,尽管基于被检眼的眼底的运动等来改变固视目标图案,但本发明并不局限于此。例如,可以基于被检眼的前眼部的运动或疾病来改变固视目标图案。

[0086] 在上述实施例中,指示符 1204 在被检眼的移动量等于或大于预定值的情况下起作用,但本发明并不局限于此。例如,即使在被检眼的移动量小于预定值的情况下,该指示符 1204 也可以起作用。

[0087] 如上所述,获得被检眼的眼底图像,并且从所获得的眼底图像中获得与该被检眼有关的信息(例如,两个眼底图像之间的移动量或眼底图像中的疾病的位置)。根据该信息,改变固视目标图案,或者改变表示固视状态有多好或者多坏的信息(指示符)。检查者观察该指示符,并且能够根据固视状态是好还是坏来将固视目标图案改变为适合于被检者的固视目标图案。结果,能够使被检眼的固视稳定以缩短测量时间,从而减轻被检者的负担。

[0088] 根据本发明,在眼科摄像时可以使被检眼的固视稳定以缩短测量时间,从而减轻被检者的负担。检查者参考表示固视状态的显示形态,并且可以适当地切换固视目标。因

此,可以使被检眼的固视稳定以缩短测量时间,从而减轻被检者的负担。

[0089] 其它实施例

[0090] 还可以通过读出并执行记录在存储器装置上的程序以进行上述实施例的功能的系统或设备的计算机(或者 CPU 或 MPU 等装置)以及通过下面的方法来实现本发明的各方面,其中,系统或设备的计算机通过例如读出并执行记录在存储器装置上的程序以进行上述实施例的功能来进行该方法的各步骤。为此,例如经由网络或者通过用作存储器装置的各种类型的记录介质(例如,计算机可读存储介质)将该程序提供给该计算机。

[0091] 尽管已经参考典型实施例说明了本发明,但是应该理解,本发明不限于所公开的典型实施例。所附权利要求书的范围符合最宽的解释,以包含所有这类修改、等同结构和功能。

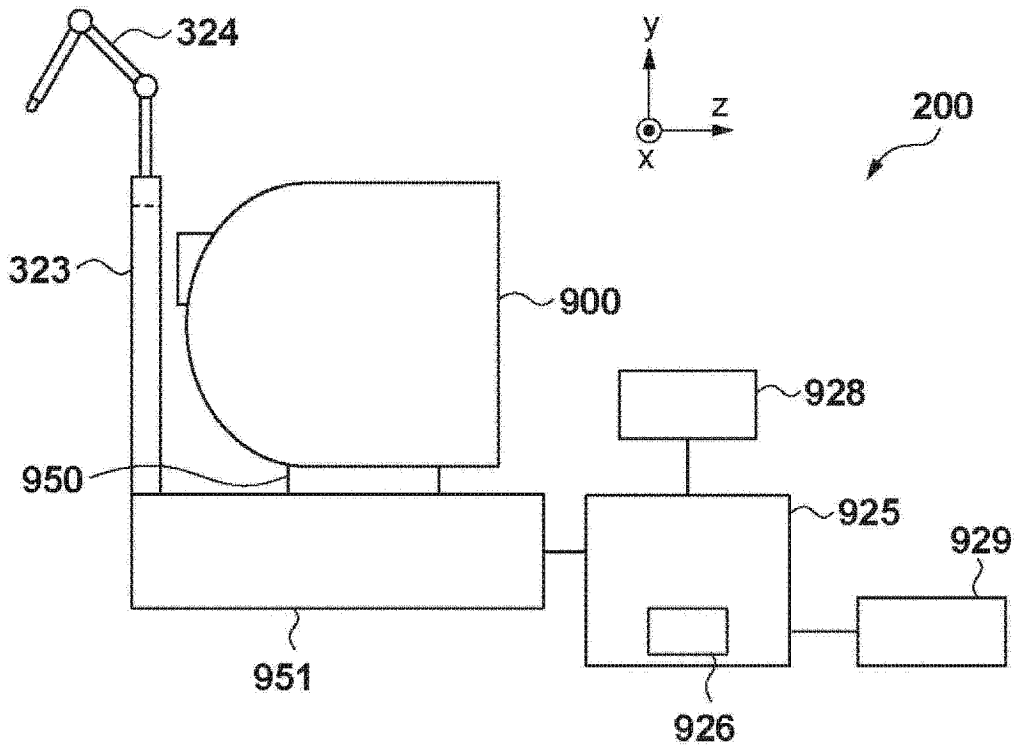


图 1A

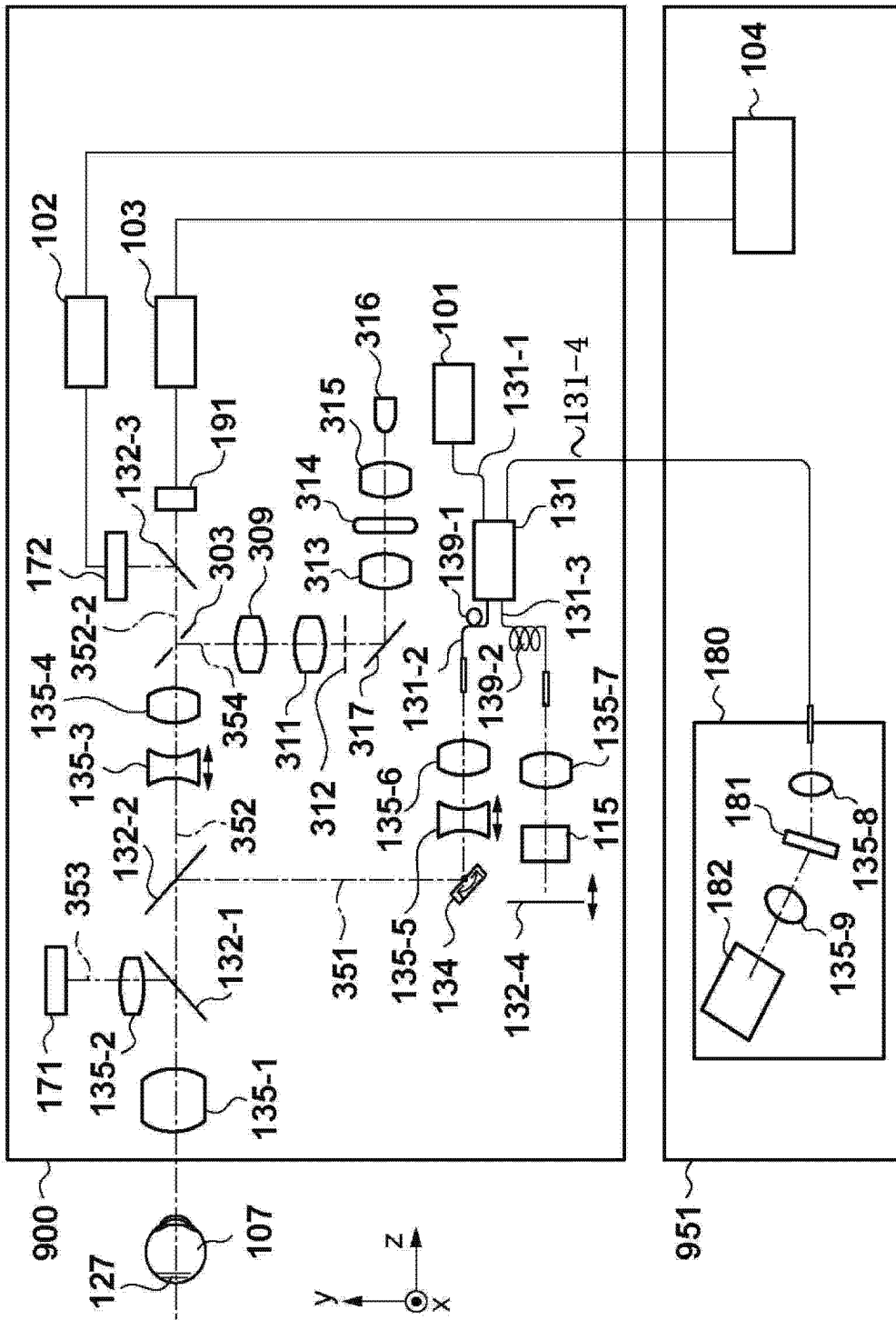


图 1B

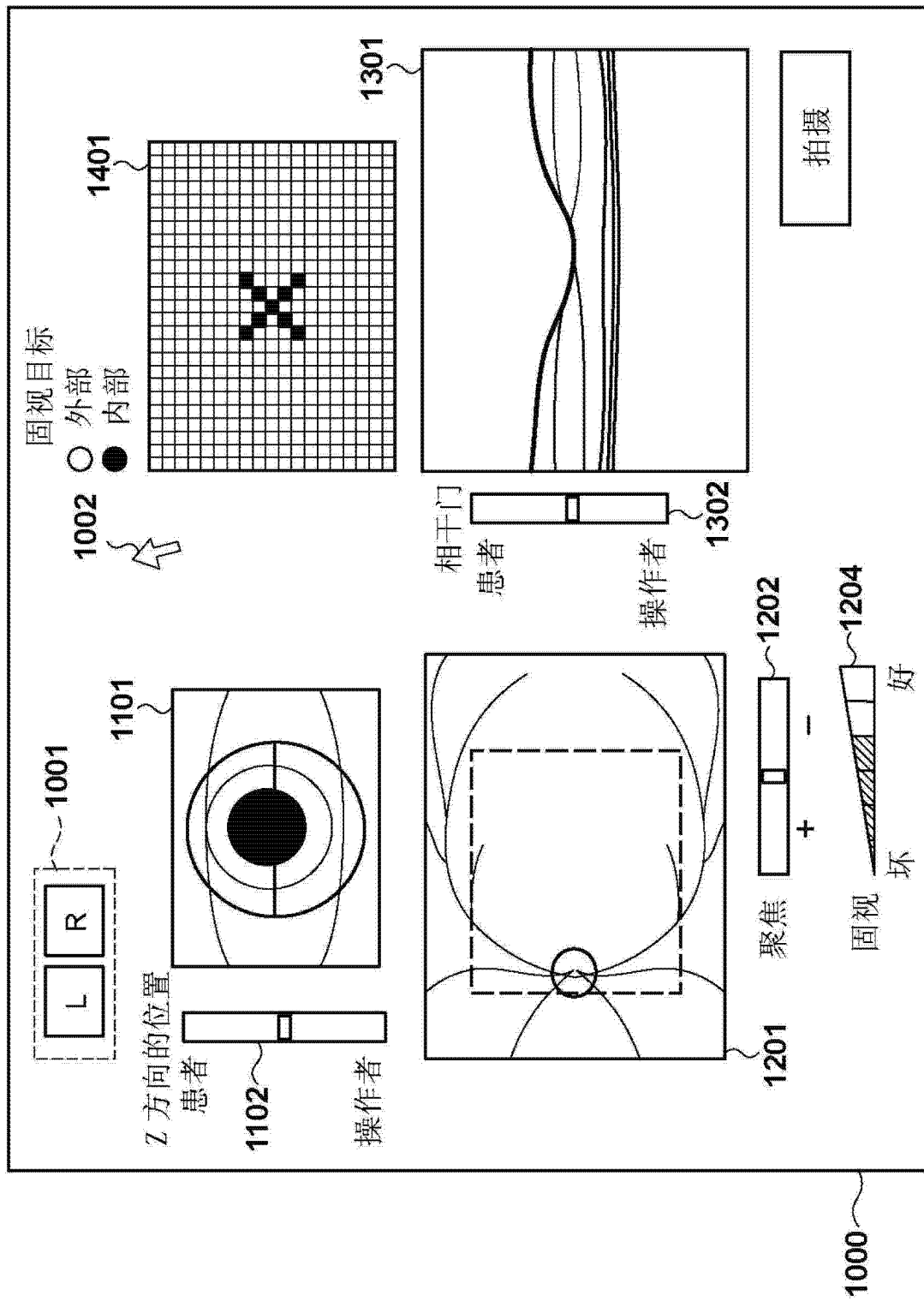


图 2

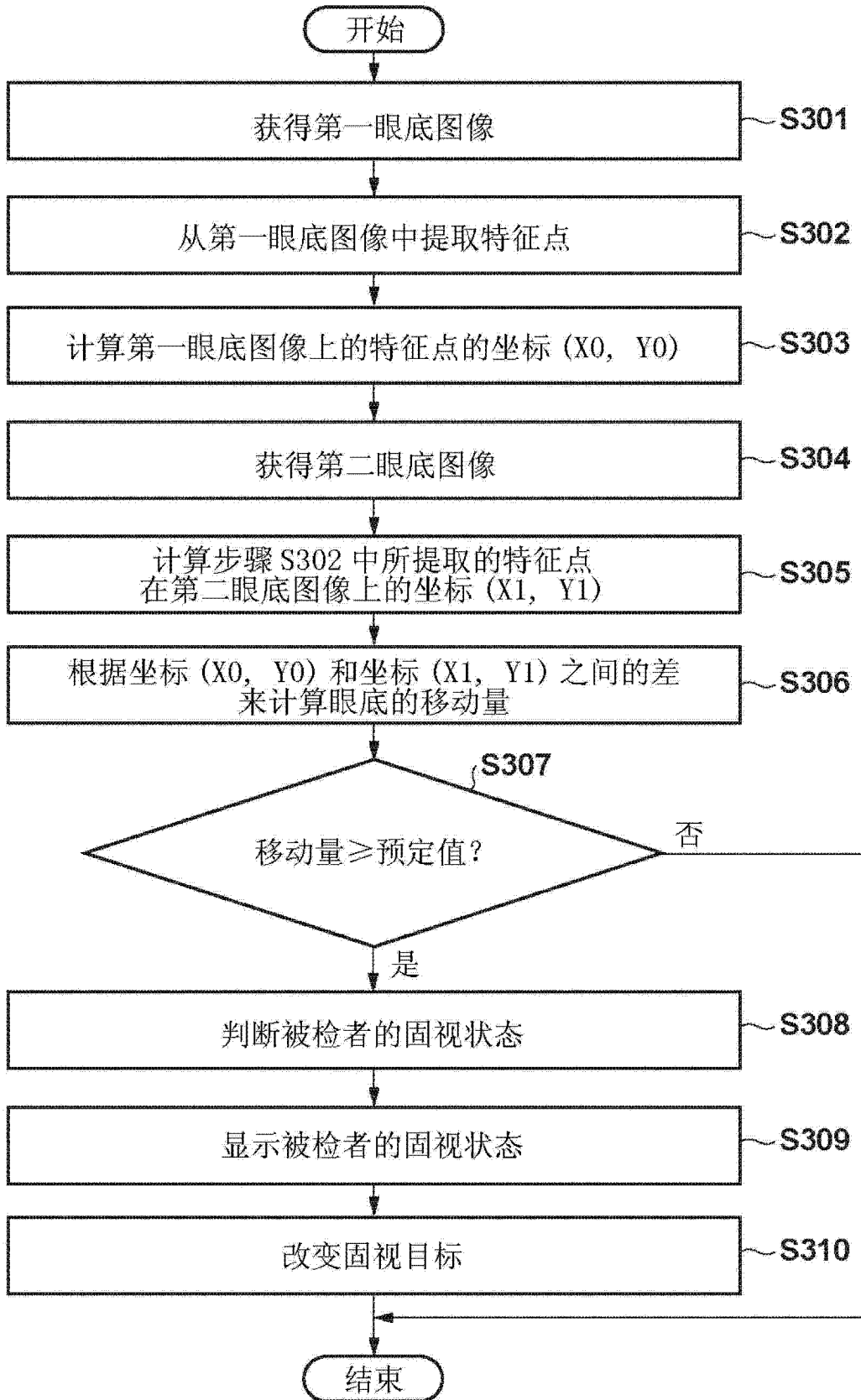


图 3

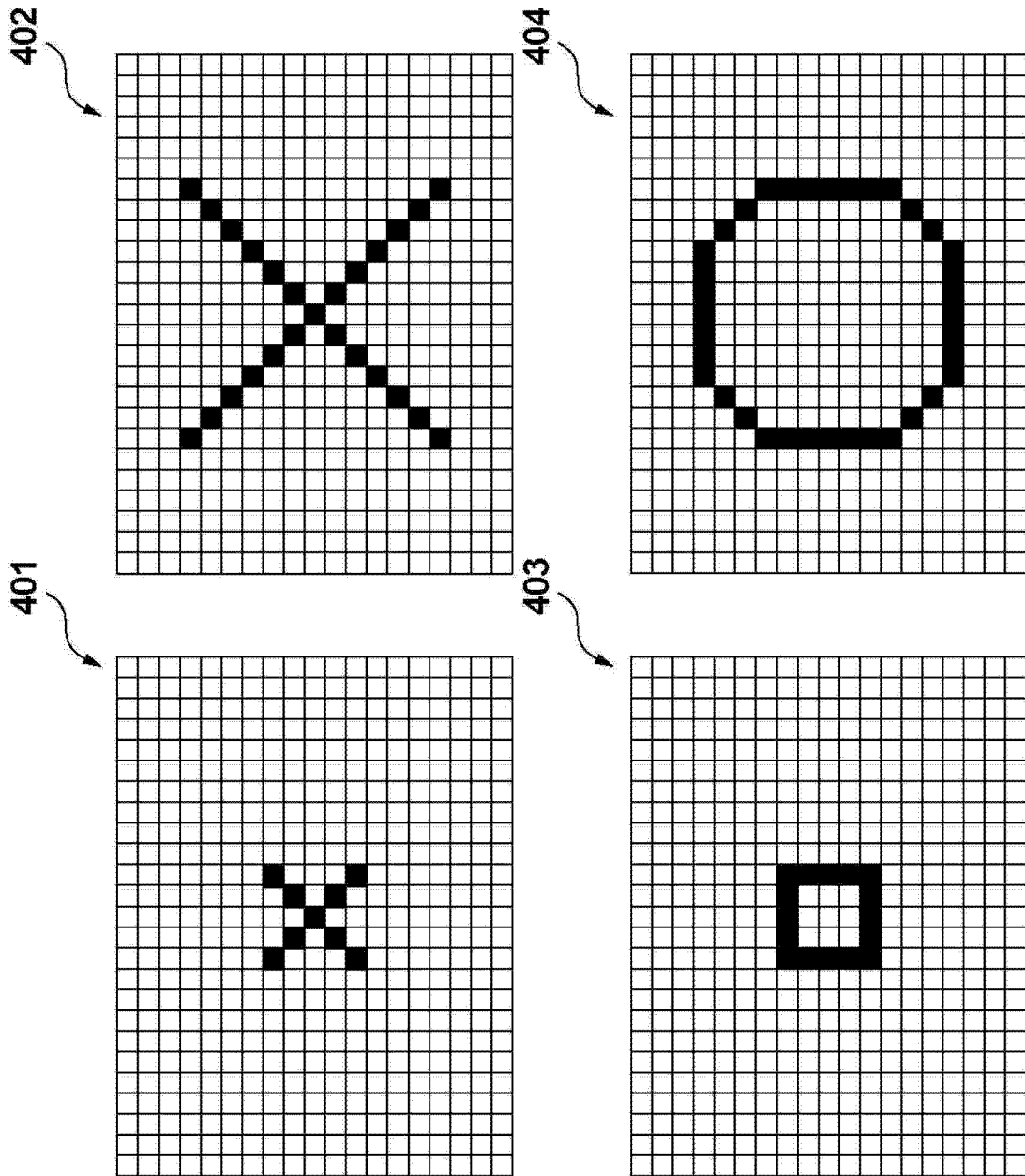


图 4

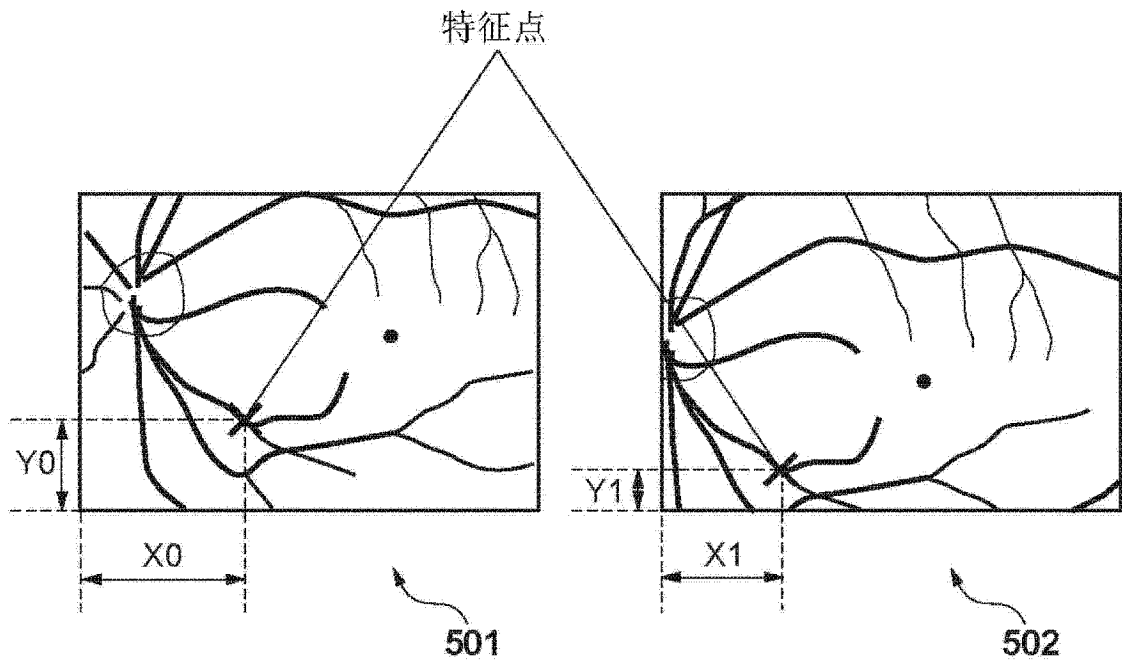


图 5

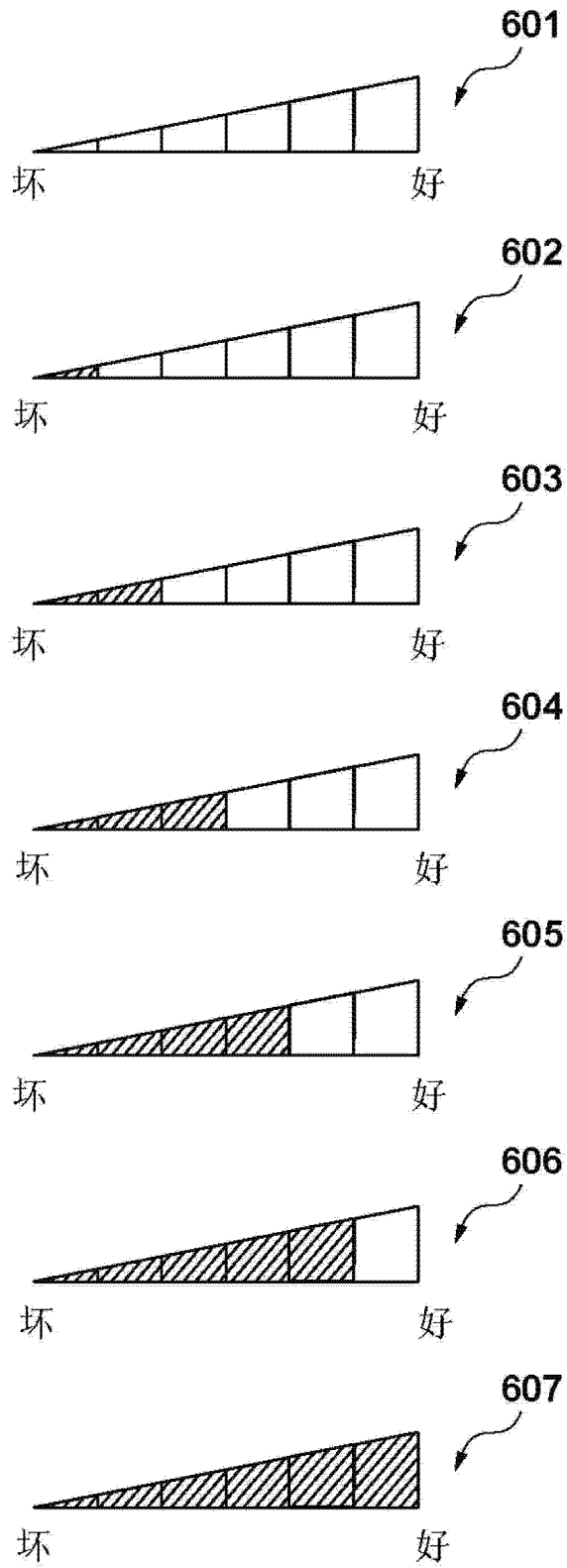


图 6

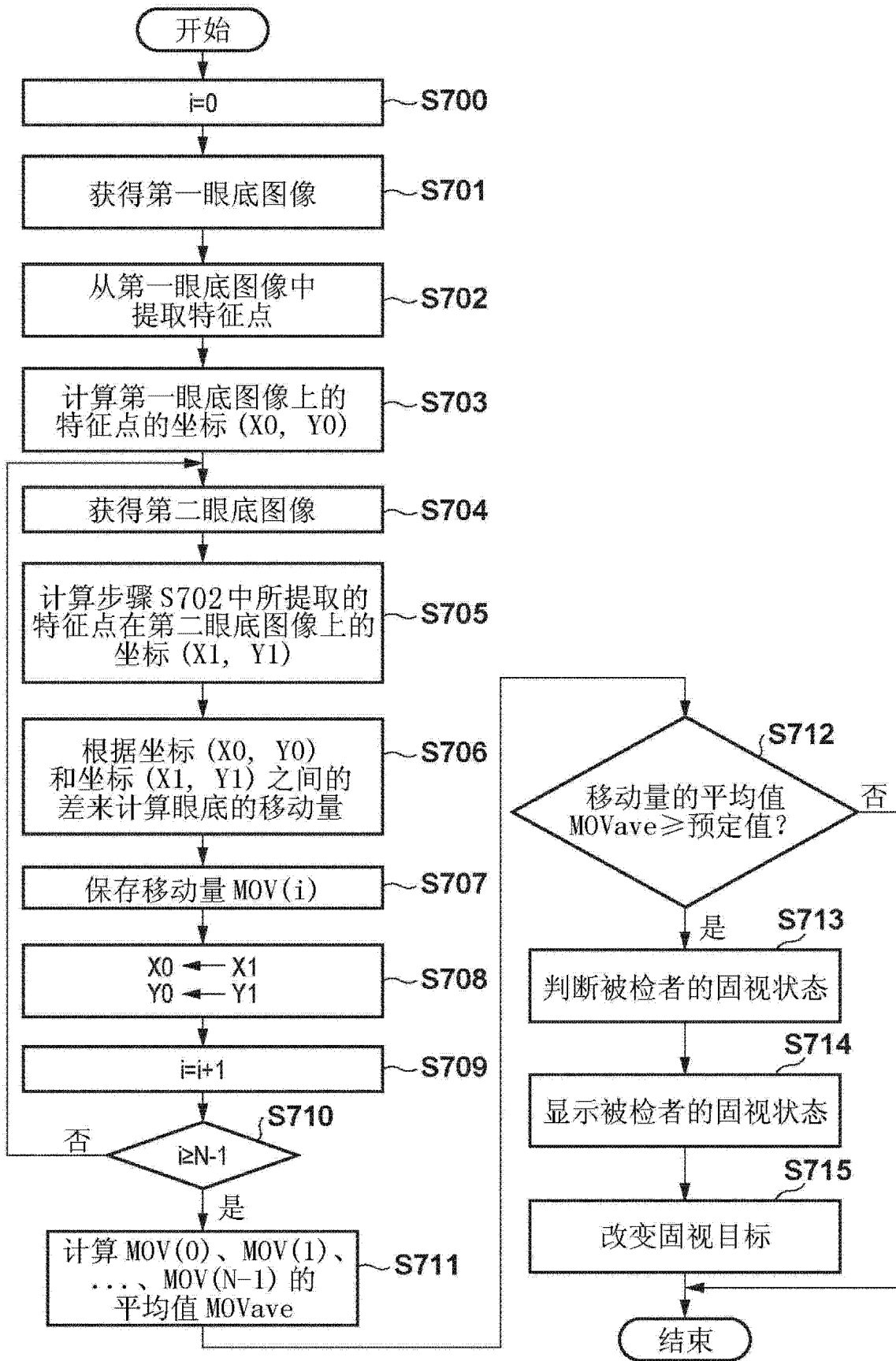


图 7