

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 3/107 (2006.01)

A61B 3/15 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610168224.9

[45] 授权公告日 2009年8月19日

[11] 授权公告号 CN 100528071C

[22] 申请日 2006.12.26

[21] 申请号 200610168224.9

[30] 优先权

[32] 2005.12.28 [33] JP [31] 2005-378585

[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 石仓靖久

[56] 参考文献

EP0820720A1 1998.1.28

EP1452128A1 2004.9.1

US5696573A 1997.12.9

US5889576A 1999.3.30

JP7-265268A 1995.10.17

CN1387820A 2003.1.1

US6135596A 2000.10.24

审查员 伍新中

[74] 专利代理机构 北京中原华和知识产权代理有限公司

代理人 寿宁 张华辉

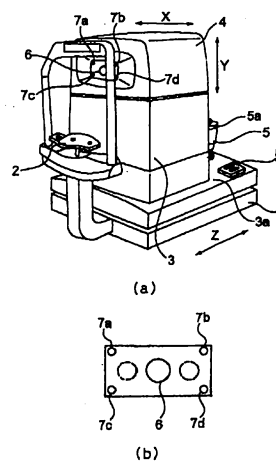
权利要求书3页 说明书14页 附图6页

[54] 发明名称

眼科测定装置的对准方法及对准装置

[57] 摘要

本发明提供一种眼科测定装置的对准装置，包括：指标投影光学系统；摄像光学系统；三维驱动单元，在三维方向驱动上述摄像光学系统；以及控制单元，驱动控制上述三维驱动单元，并且，上述控制单元根据成像在上述摄像元件上的上述指标像的位置，利用上述三维驱动单元，上下左右地驱动控制上述摄像光学系统，以使成像在上述摄像元件上的被检眼像的角膜顶点位置移动到上述摄像元件的中央，上述眼科测定装置的对准装置的特征在于：上述摄像光学系统利用上述摄像元件来检测从上述角膜反射的上述多个指标光的反射光，上述控制单元驱动控制上述三维驱动单元，以使在检测上述反射光的上述摄像元件的多个光检测部中，平均光量值大致相同。



1. 一种眼科测定装置的对准装置, 包括: 指标投影光学系统, 通过将多个指标光投影到被检眼的角膜上而使多个指标形成在上述角膜上; 摄像光学系统, 使上述多个指标成像在摄像元件上以作为指标像; 三维驱动单元, 在三维方向驱动上述摄像光学系统; 以及控制单元, 驱动控制上述三维驱动单元,

并且, 上述控制单元根据成像在上述摄像元件上的上述指标像的位置, 利用上述三维驱动单元, 上下左右地驱动控制上述摄像光学系统, 以使成像在上述摄像元件上的被检眼像的角膜顶点位置移动到上述摄像元件的中央,

上述眼科测定装置的对准装置的特征在于:

上述摄像光学系统利用上述摄像元件来检测从上述角膜反射的上述多个指标光的反射光,

上述控制单元驱动控制上述三维驱动单元, 以使在检测上述反射光的上述摄像元件的多个光检测部中, 平均光量值相同。

2. 如权利要求 1 所述的眼科测定装置的对准装置, 其特征在于:

上述多个光检测部配置在多个光检测区域内, 该多个光检测区域是通过上述控制单元来分割由上述摄像元件所拍摄的图像而形成的,

上述控制单元, 求出每个上述检测区域的上述反射光的平均光量值, 对该所求出的各检测区域的平均光量值彼此进行比较, 在平均光量值低的检测区域的平均光量值变高的方向中驱动控制上述三维驱动单元。

3. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置, 其特征在于:

上述三维驱动单元的移动速度是可变的。

4. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置, 其特征在于:

上述摄像元件是电荷耦合式摄像机。

5. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置, 其特征在于还包括:

距离指标投影光学系统, 相对于上述摄像元件光学系统的光轴而倾斜地设置着, 并将平行光束照射在上述角膜上; 以及距离指标检测光学系统, 其具有相对于上述摄像光学系统的光轴与上述距离指标投影光学系统的光轴对称而设置的光轴, 用以检测由上述角膜反射的上述距离指标投影光学系统的平行光束。

6. 如权利要求 5 所述的眼科测定装置的对准装置, 其特征在于:

上述控制电路驱动控制上述三维驱动单元, 以使上述多个指标像位于上述被检眼的前眼部像的虹膜部的缘部。

7. 如权利要求 5 所述的眼科测定装置的对准装置, 其特征在于:

上述控制单元包括：图像处理电路，对上述摄像元件的摄影像实施图像处理，将作为该处理结果而获得的图像信号输入至控制电路；控制电路，根据上述图像信号来计算出上述指标像的位置信息或瞳孔位置信息；以及距离指标检测处理电路，将由上述距离指标检测光学系统的检测元件所获得的上述被检眼的前后方向的偏位信息输入至上述控制电路。

8. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于还包括固视光学系统，沿着上述摄像光学系统的光轴设置，将可见光照射到上述被检眼。

9. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于：

上述指标投影光学系统使多个指标光闪烁且投影到上述被检眼的角膜上，

上述控制单元取得点灯时的像与未点灯时的像的差来确定指标像。

10. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于：

上述已分割的多个检测区域的平均光量值是，在帧存储器中构建由上述摄像元件拍摄的图像信号并将该信号显示在显示单元时，将帧存储器分割为多个检测区域而计算出的。

11. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于：

上述眼科测定装置包括眼压计、眼底照相机、屈光计、或角膜内皮细胞摄影装置。

12. 如权利要求 2 所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于：

上述平均光量值的计算是在预先设定的限幅电平的范围内的。

13. 如权利要求 1 所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于：

上述多个光检测部包含在多个光检测区域内，上述多个光检测区域是通过上述控制单元将由上述摄像元件所拍摄的图像分割为至少 4 个而形成的，

上述控制单元，求出每个上述检测区域的上述反射光的平均光量值，对分别包含上述摄像元件的 4 个角的检测区域的平均光量值彼此进行比较，在平均光量值低的检测区域的平均光值变高的方向中驱动控制上述三维驱动单元。

14. 如权利要求 13 所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于：

上述控制单元驱动控制上述三维驱动单元，以使与上述检测区域内平均光量值高的检测区域相邻接的 4 个区域内，平均光量值分别相同。

15. 一种眼科测定装置的对准装置，包括：眼科单元，设置有使来自被检眼的光引导到摄像元件的摄像光学系统，且可以在三维方向中移动；三维驱动单元，在三维方向驱动上述眼科单元；第 1 指标光投影单元，沿着上述摄像光学系统的光轴，对上述被检眼的角膜投影第 1 指标光，使第 1 指

标形成在上述被检眼中；第2指标光投影单元，用以从与上述摄像光学系统的光轴方向不同的方向对上述被检眼的角膜投影多个第2指标光，使多个第2指标形成在上述被检眼中；以及控制单元，根据经上述摄像光学系统而成像在上述摄像元件上的上述第1指标的第1指标像的位置，驱动控制上述三维驱动单元，以使上述第1指标像移动到上述摄像元件的中央，

上述眼科测定装置的对准装置的特征在于：

上述摄像光学系统利用上述摄像元件来检测从上述角膜反射的上述多个第2指标光的反射光，

上述控制单元驱动控制上述三维驱动单元，以使在检测上述反射光的上述摄像元件的多个光检测部中，平均光量值相同。

16. 如权利要求15所述的眼科测定装置的对准装置，其特征在于：

上述多个光检测部配置在多个光检测区域内，上述多个光检测区域是通过上述控制单元来分割由上述摄像元件所拍摄的图像而形成的，

上述控制单元，求出每个上述检测区域内的上述反射光的平均光量值，对该所求出的各检测区域的平均光量值彼此进行比较，在平均光量值低的检测区域的平均光量值变高的方向驱动控制上述三维驱动单元。

17. 一种眼科测定装置的对准方法，通过将多个指标光投影到被检眼的角膜上而使多个指标形成在上述角膜上，将上述多个指标经摄像光学系统成像在摄像元件上来作为指标像，并且，根据成像在上述摄像元件上的上述指标像的位置，利用由控制单元所控制的三维驱动单元，上下左右地驱动控制上述摄像光学系统，以使成像在上述摄像元件上的被检眼像的角膜顶点位置移动到上述摄像元件的中央，

上述眼科测定装置的对准方法的特征在于：

利用上述摄像元件来检测从上述角膜反射的上述多个指标光的反射光，

上述控制单元驱动控制上述三维驱动单元，以使在检测上述反射光的上述摄像元件的多个检测部中，平均光量值相同。

18. 如权利要求17所述的眼科测定装置的对准方法，其特征在于：

上述多个光检测部配置在多个光检测区域内，上述多个光检测区域是通过上述控制单元来分割由上述摄像元件所拍摄的图像而形成的，

上述控制单元，求出每个上述检测区域的上述反射光的平均光量值，对该已求出的各检测区域的平均光量值彼此进行比较，在平均光量值低的检测区域的平均光量值变高的方向驱动控制上述三维驱动单元。

眼科测定装置的对准方法及对准装置

本申请案根据且主张 2005 年 12 月 28 日申请的日本专利申请案第 2005-378585 号的优先权, 该申请案的全文以引用的方式并入本文。

技术领域

本发明涉及一种必须使测定光学系统对准患者的被检眼的眼科测定装置的对准方法及对准装置。

背景技术

作为具有自动对准功能的眼科测定装置的对准方法, 先前以来, 几种对准方式已为人所知。

众所周知, 利用摄像光学系统的摄像元件来拍摄被检眼的前眼部, 一面利用来自该摄像元件的图像信号, 使被检眼的前眼部显示在监控电视 (monitor television) 等显示单元中, 一面利用控制杆 (joy-stick) 等操纵杆 (control lever) 的操作, 使摄像光学系统左右上下地移动, 由此, 手动地使被检眼的瞳孔的中心移动到摄像元件的中央, 即, 显示单元的中央后, 利用操纵杆前后地移动操作该摄像光学系统, 调整被检眼与摄像光学系统的工作距离 (working distance), 以使被检眼的前眼部清晰, 从而可手动地进行对准。

该手动对准中, 使摄像光学系统的光轴与被检眼的角膜顶点 (视轴) 一致的操作依赖于检测者的直觉, 因此对准操作不容易进行。作为解决上述问题的装置, 众所周知有自动屈光计 (auto refractometer) 或眼压计 (tonometer) 等, 该自动屈光计或眼压计等将指标光投影到角膜上, 使亮点像 (指标像) 形成在被检眼的角膜的曲率半径 (curvature radius) 为一半的位置上, 由此以该亮点像成为被检眼的角膜顶点的方式而成像在二维受光元件上, 利用三维驱动单元, 左右上下地驱动该摄影光学系统, 以使该亮点像移动到摄像元件的中央, 进行自动对准。

但是, 在该自动对准的结构中, 可以利用受光元件来检测由来自角膜的反射光而形成的亮点像的范围是狭小的, 尚有改良的余地。

即, 在初始状态下, 当亮点像偏离可以自动对准的检测范围而无法检测反射光时, 直至使测定光学系统 (眼科单元) 进入对眼睛的检测范围内为止, 检测者必须通过操纵杆控制杆 (操纵杆) 手动地在左右上下方向进行摄像光学系统的移动操作, 在亮点像与受光元件的大致中央部一致的方

向中粗略地进行位置对准。

上述过程可能会耗费操作此装置的检测者的时间和劳力而妨碍迅速的测定。对该问题的一个解决方法考虑有如下方法，即，使用大口径的受光透镜或具有宽的受光面的传感器，来使对准的检测范围扩大。但是，这样的话，可能会导致如眼科测定装置的大型化或装置的高成本化·复杂化这些不理想的结果。

因此，作为解决上述问题的眼科测定装置的对准装置，也众所周知有如下装置：使上述亮点像作为中央亮点像而成像在摄像光学系统的摄像元件上，并且将4个指标光投影在被检眼的角膜的瞳孔周边，使来自瞳孔周边的4个亮点像作为周边亮点像，并使各亮点像成像在摄像元件上，周边亮点像的一个成像在摄像元件上时，根据该周边亮点像，利用驱动单元在左右上下方向驱动操作该摄像光学系统并自动对准，以使剩余的3个亮点像成像在摄像元件上，由此使上下左右(XY)方向的检测范围扩大(例如，参照日本专利3606706号公报)。

但是，即使在使用4个周边亮点像的对准方法中，直至周边亮点像的一个成像在摄像元件上为止亦无法开始自动对准，并且被检眼的角膜与摄像光学系统的工作距离偏移较大时，周边亮点像模糊，变得不清晰，因此即使周边亮点像成像在摄像元件上，也不能开始自动对准。

发明内容

因此，本发明的目的在于提供一种可以进行宽范围且高精度的自动对准的眼科测定装置的对准装置。

为了达成上述目的，本发明提供一种眼科测定装置的对准方法及其对准装置，该对准装置包括：指标投影光学系统，将多个指标光投影在被检眼的角膜上，由此使多个指标形成在上述角膜上；摄像光学系统，将上述多个指标成像在摄像元件上来作为指标像；三维驱动单元，在三维方向驱动上述摄像光学系统；以及控制单元，驱动控制上述三维驱动单元。而且，上述控制单元，根据成像在上述摄像元件上的上述指标像的位置，利用上述三维驱动单元，上下左右地驱动控制上述摄像光学系统，以使成像在上述摄像元件上的被检眼像的角膜顶点位置移动到上述摄像元件的中央。而且，本发明的特征在于：上述摄像光学系统利用上述摄像元件检测从上述角膜反射的上述多个指标光的反射光，上述控制单元驱动控制上述三维驱动单元，以使在检测上述反射光的上述摄像元件的多个光检测部中，平均光量值(light value)大致相同。

[发明的效果]

根据该眼科测定装置的对准方法及对准装置，即使亮点像未成像在摄

像元件上,也可以开始自动对准,并且即使亮点像在模糊的状态下成像在摄像元件上,也可以自动对准,因此可以进行宽范围且高精度的自动对准。

附图说明

图 1 (a) 是作为实施例的非接触式眼压计的外观概略图,图 1 (b) 是图 1 (a) 的前眼部照明用光源的说明图。

图 2 是作为实施例的非接触式眼压计的对准光学系统的主要部分结构图。

图 3 是作为实施例的非接触式眼压计的控制系统的的主要部分结构图。

图 4 是使被检眼在合适状态下对准时显示在 TV (television) 监视器上的画面示例图。

图 5 是表示用以检测图 2 的 CCD 摄像机 (charge-coupled device camera, 电荷耦合式摄像机) 中的光量值的检测区域的一例的说明图。

图 6 是表示用以检测图 2 的 CCD 摄像机中的光量值的检测区域的其他例的说明图。

图 7 是用以说明图 5 的检测区域的作用的说明图。

图 8 是用以说明图 6 的检测区域的作用的说明图。

图 9 是沿着图 4 的前眼部像中的 A1-A1 线的部分的光量分布的说明图。

具体实施方式

以下,根据附图说明本发明的实施形态。

[结构]

图 1 (a) 表示作为实施例的非接触式眼压计 (noncontact tonometer) 的外观概略图。图 1 (a) 中,1 是底座 (base),在底座 1 上固定设置有用以固定被检眼的颞托台 2。3 是主体部,4 是收纳了下述光学系统的眼科单元 (测定部),5 是用以移动主体部 3 与眼科单元 4 的操纵杆。

利用操纵杆 5 的操作,主体部 3 在底座 1 的水平面上,在前后方向 (Z 方向) 及左右方向 (X 方向) 滑动,眼科单元 4 相对于主体部 3,在上下方向 (Y 方向) 移动。

而且,在操纵杆 5 的轴的上下方向的中间部,设置未图示的球面部,该球面部可转动地保持在主体部 3 内的球承受部 (未图示) 上。由此,操纵杆 5 可以球面部 (未图示) 为中心,在任意方向倾斜操作。而且,在操纵杆 5 的轴的下端部保持有滑动板 (未图示),在底座 1 的上面,粘贴有与滑动板 (未图示) 相接的摩擦板 (未图示)。根据该结构,倾斜操作该操纵杆 5 时,可操作该主体部 3 以相对于底座 1 而移动。该结构中可以采用众所周知的结构,其详细的图式因此省略。

而且,在操纵杆5的上部保持有可以绕轴线自由旋转的旋钮(rotating knob)5a,在该旋钮5a的下端部与操纵杆5的轴之间安装未图示的旋转量检测传感器(sensor)。该旋转量检测传感器具有:保持在旋钮5a的下端部的未图示的狭缝 slit)板,配设在夹持该狭缝板的位置的光源,以及受光元件。该光源以及受光元件安装在操纵杆5的轴的未图示的部分。并且,旋转量检测传感器绕轴线而旋转操作该旋钮5a时,根据受光元件的信号来检测该旋钮5a的旋转方向以及旋转量。而且,根据该旋钮5a的旋转方向及旋转量的检测结果,来驱动控制使眼科单元4上下移动的Y轴马达(图1中省略图示)。

关于该操纵杆5及旋钮5a等的详细说明,因为可以采用记载在日本专利特开平6-7292号(眼科测定装置的操纵杆机构)中的构成,所以省略其详细说明。

而且,眼科单元4也可以相对于主体部3而在左右方向(X方向)及前后方向(Z方向)上移动。上述各移动不是利用操纵杆5而进行的,而是利用下述由控制电路来驱动控制的X轴马达(图1中省略图示)及Z轴马达(图1中省略图示)而进行的。

上述X轴马达、Y轴马达及Z轴马达构成在三维方向驱动眼科单元4的三维驱动单元(三维驱动装置)。

6是配置了用以向被检眼喷出压缩气体的喷嘴(nozzle)的喷嘴部。在眼科单元4的被检测者侧,如图1(a)及图1(b)所示,以喷嘴部6为中心,配置有将对准指标投影到被检眼的角膜周围的4个光源7a~7d。而且,因为4个光源7a~7d靠近喷嘴部6而配置着,所以易于将对准指标投影到被检眼的前眼部。而且,在主体部3的侧部,配置有调节器8,用以规定喷嘴部6可以接近被检眼的移动限界。而且,在主体部3的操纵杆5侧(检测者侧),具备观察用的TV监视器。

<对准光学系统>

图2是装置的对准光学系统的主要部分结构图,是从上方观察时的图。此外,非接触式眼压计将经压缩的气体吹到被检眼角膜上,使该气体变形为规定的形状,根据直接或间接地检测时的气压,以测定被检眼的眼压,但因该测定机构本身的说明与本发明关系不大,所以省略。详细内容请参照本案申请人的日本专利特开平4-297226号(发明名称为非接触式眼压计)。

(观察光学系统)

10是观察光学系统(摄像光学系统),L1表示其光轴。观察光学系统10兼为指标检测光学系统,检测上下左右方向的第1及第2对准用的指标(下述)。在观察光学系统10的光路上,将喷出用于角膜变形的气体的喷嘴9保持在玻璃板8a、8b上而配置着,喷嘴9的轴与光轴L1一致。在光轴

L1 上, 配置有光束分裂器 (beam splitter) 11、物镜 (objective lens) 12、光束分裂器 14、滤光器 15、以及作为摄像元件用的 CCD 摄像机 (图中, 面阵 CCD (area CCD)) 16。滤光器 15 透过第 1 及第 2 对准指标光学系统 (下述) 的光束, 而对于可见光 (visible light) 及距离指标投影光学系统 (下述) 的光束 (波长为 800 nm) 具有不透过特性, 从而防止不必要的干扰光混入 CCD 摄像机 16。

并且, CCD 摄像机 16 拍摄到图 2 的被检眼 E 的前眼部时, 根据来自 CCD 摄像机 16 的图像信号 (影像信号), 被检眼 E 的前眼部像 E' 如图 4 般呈现在 TV 监视器 (显示单元) 17 中。此时, 前眼部像 E' 与下述指标像 1 共同呈现在 TV 监视器 (显示单元) 17 中, 检测者观察上述情况。而且, 图 4 中, 前眼部像 E' 包括瞳孔部 Ep、虹膜部 Ei、巩膜部 (sclera) Es 等。而且, 作为显示装置 (显示单元), 可以使用 CRT (Cathode Ray Tube, 阴极射线管) 或液晶显示器或等离子体方式的监视器等。

(固视光学系统)

固视光学系统 25 具有发出可见光的光源 26、固视标板 27、以及投影透镜 (projector lens) 28。利用光源 26 的点灯而射在固视标板 27 上的光束经由投影透镜 28、光束分裂器 14、物镜 12、光束分裂器 11, 并通过喷嘴 9, 射入至被检眼。

(第 1 对准指标投影光学系统)

30 表示第 1 对准指标投影光学系统 (第 1 指标光投影单元)。31 是中央指标投影用光源, 32 是投影透镜。光源 31 射出波长为 950 nm 的红外光。从光源 31 射出的红外光束利用该投影透镜 32 而变为平行光束后, 利用光束分裂器 11 而反射, 沿着光轴 L1 通过喷嘴 9 内, 作为第 1 指标光而照射到被检眼 E 的角膜 Ec, 并在角膜 Ec 发生反射。并且, 在角膜 Ec 发生了镜面反射的光束, 以光源 31 的虚像 (virtual image) 的第 1 对准指标 (第 1 指标) i1 作为中央指标而形成在被检眼 E 中。该第 1 对准指标 i1 的光束在作为摄像元件的 CCD 摄像机 16 上形成第 1 对准指标 i1 的指标像 (第 1 指标像) i10 (第 1 亮点像)。

而且, 第 1 指标光成像在被检眼 E 的角膜 Ec 的曲率半径的 1/2 的部分上, 藉此将作为第 1 亮点像的第 1 对准指标 i1 的第 1 指标像 (第 1 亮点像) i10 形成在作为摄像元件的 CCD 摄像机 16 上。形成在该 CCD 摄像机 16 上的第 1 指标像 i10 如图 4 般是与被检眼的前眼部像 E' 共同呈现在图 2 的 TV 监视器 17 的画面中。此时, 第 1 指标像 i10 以位于前眼部像 E' 的瞳孔部 Ep 的中央的方式而呈现。

(第 2 对准指标投影光学系统)

第 2 对准指标投影光学系统 7 (第 2 指标光投影单元) 具有 4 个光源

7a~7d(参照图1)。光源7a与7b及光源7c与7d分别夹着光轴L1而配置在相同高度距离处,使指标的光学距离相同。光源7a~7d射出一种与第1对准指标投影光学系统的光源相同的波长950nm的红外光。来自光源7a、7b的光朝向被检眼的角膜Ec的瞳孔周围,从斜上方照射,将作为光源7a、7b的虚像的指标(第2指标)i₂、i₃作为周边指标(第2亮点)而形成在被检眼的瞳孔周边附近。而且,光源7a、7b兼作为用以检测眼睑的张开程度(下述)的光源。来自光源7c、7d的光朝向被检眼的角膜周围,从斜下方向照射,将作为光源7c、7d的虚像的指标(第2指标)i₄、i₅作为周边指标(第2亮点)而形成在被检眼的瞳孔周边附近。光源7a~7d兼作为照明被检眼前眼部用的照明用光源。

该4个指标i₂、i₃、i₄、i₅的光束经由观察光学系统10射入至CCD摄像机16,在作为摄像元件的CCD摄像机16的摄像元件上形成指标像i₂₀、i₃₀、i₄₀、i₅₀(第2指标像)。并且,上述各指标像i₂₀、i₃₀、i₄₀、i₅₀(第2指标像)如图4般是与被检眼的前眼部像E'共同呈现在图2的TV监视器17的画面中。此时,指标像i₂₀、i₃₀、i₄₀、i₅₀(第2指标像)以位于前眼部像E'的虹膜部E_i的缘部的方式而呈现。(距离指标投影光学系统)

50是距离指标投影光学系统,L₂表示其光轴。光轴L₂相对于光轴L₁倾斜而设置着,在距喷嘴9规定的工作距离的位置,两光轴交叉。51是射出与光源7a~7d及光源31不同的波长800nm的光的距离指标投影用的光源,52是投影透镜。

从光源51射出的光利用投影透镜52变为平行光束,沿着光轴L₂照射到角膜Ec上。在角膜Ec发生了镜面反射的光束形成作为光源51的虚像的指标i₆。

(距离指标检测光学系统)

60是距离指标检测光学系统,L₃表示其光轴。光轴L₃与光轴L₂是相对于光轴L₁对称的轴,光轴L₃与光轴L₂两光轴在光轴L₁上交叉。在光轴L₃上配置有受光透镜61、滤光器62、以及一维检测元件63。滤光器62透过从光源51射出的波长为800nm的光束,而对于从光源7a~7d及光源31射出的950nm的光束具有不透过特性,从而防止了干扰光射入至一维检测元件63。

形成指标i₆的光源51的角膜反射光束经由受光透镜61、滤光器62,射入一维检测元件63。被检眼在观察光轴L₁的轴方向(前后方向)移动时,指标i₆的像也在一维检测元件63的检测方向移动,因此可以根据一维检测元件63上的指标i₆的像的偏位来检测被检眼的位置。

<控制单元>

图3表示装置的控制单元的主要部分结构图。70是控制电路,71是图

像处理电路, 72 是距离指标的检测处理电路。74~76 是相对于主体部 3 来驱动眼科单元 4 用的 X 轴、Y 轴及 Z 轴马达, 77~79 是各马达的驱动电路。该 X 轴马达 74、Y 轴马达 75 以及 Z 轴马达 76 构成三维驱动单元 3D。

80 是测定系统, 81 是生成文字信息或图形等的显示电路, 82 是合成电路。83 是对准模式切换开关, 其选择: 装置根据指标检测以进行自动对准, 还是仅由检测者操作该操纵杆 5 来进行对准。84 是输入测定开始信号用的测定开关。

图像处理电路 71 对来自 CCD 摄像机 16 的摄影像实施图像处理, 并将该处理结果输入至控制电路 70。控制电路 70 根据该输入信号, 获得指标像的位置信息或瞳孔位置信息。

而且, 控制电路 70 根据来自经检测处理电路 72 而输入的一维检测元件 63 的信号, 以获得相对于被检眼 E 的前后方向的偏位信息。控制电路 70 所获得的偏位信息送到显示电路 81, 显示电路 81 根据该信息, 产生距离标记的图形信号与 TV 监视器 17 上的位置信号。来自显示电路 81 的输出信号利用合成电路 82 而与来自 CCD 摄像机 16 的影像信号合成后, 输出到 TV 监视器 17 上。

图 4 是将 XY 方向在适当状态下对准时显示在 TV 监视器 17 上的被检眼像 E' 的画面示例图。在将 XY 方向在适当状态时处于对准的状态下, 利用第 2 对准指标投影光学系统, 呈现出形成在角膜周围的 4 个指标像(第 2 指标像) i20、i30、i40、i50, 以及利用第 1 对准指标投影光学系统形成在角膜中心附近的指标像(第 1 指标像) i10。41 表示利用图案发生器(pattern generator)而电性地生成的对准指标(对准标记(alignment mark)), 42 表示距离标记。该距离标记 42 对应于被检眼的角膜与喷嘴部 6 的距离而实时(realtime)地移动, 当角膜位于适当工作距离时, 与对准指标 41 相重叠。

而且, 控制电路 70 为了控制眼科单元 4 的 XY 方向的移动, 将由作为摄像元件用的 CCD 摄像机 16 所检测的图像分割为多个光量检测区域, 计算出各光量检测区域的各个平均光量值, 实行广域对准与精密对准。

控制电路 70 比较该已计算出的平均光量值, 当平均光量值大于其他区域的平均光量值时, 因为应检测的眼在上述区域或区域的延伸区域上, 所以驱动 X 轴马达 74 及 Y 轴马达 75, 使眼科单元 4 左右上下地移动, 以使被检眼 E 的视轴(即, 亮点 i1 的中心)朝向眼科单元 4 的基准位置(观察光学系统的光轴)。此时, 使眼科单元 4 移动, 以使 CCD 摄像机 16 中指标像(角膜顶点) i10 成像在中央, 而且, 在 TV 监视器 17 的画面上, 使指标像 i10 进入至由图案发生器而电性地生成的对准指标 41 处。

并且, 平均光量值变为大致相同时, 可以检测全部的指标像, 且可以

特别指定指标像 i_{10} 。此时，控制电路 70 计算出各个亮点的重心位置，根据该位置，驱动 X 轴马达 74 及 Y 轴马达 75，使眼科单元 4 左右上下地移动，直至指标像 i_{10} 进入至由图案发生器而电性地生成的对准指标 41 处为止。

[作用]

其次，说明具有上述结构的非接触式眼压计的操作。于此，以选择自动对准时的对准操作为中心来进行说明。

检测者使用颞托台 2 使被检眼固定，使来自固视光学系统 25 的固视标固视在被检眼中。如此，测定的准备完成后，检测者一面观察 TV 监视器 17，一面操作操纵杆 5 等，对于被检眼，粗略地对准眼科单元 4。该粗对准可以观察使被检眼 E 的前眼部在画面上变得明亮的部分。即，进行粗对准，以使被检眼 E 的角膜 E_c 进入 CCD 摄像机 16 内，且角膜 E_c 呈现在 TV 监视器 17 中。

可以观察画面上明亮的部分时，停止操纵杆 5 的操作（必要时，可以显示出指示此停止的消息，或使约束操纵杆的移动的单元发生作用）。

此时，控制电路 70 实行以下的广域对准（监视器画面上无指标像时）、与精密对准。

（1）广域对准（监视器画面上无指标像时）

控制电路 70 将作为摄像元件用的 CCD 摄像机 16 所检测的图像分割为多个光量检测区域，计算出各光量检测区域的各自的平均光量值。

例如，可以如图 5 般，将作为摄像元件用的 CCD 摄像机 16 的受像面（受光面）分为 4（复数）个检测区域（成像区域） $A_1 \sim A_4$ ，或者如图 6 般，将 CCD 摄像机 16 的受像面分为 16 个检测区域（成像区域） $A_1 \sim A_{16}$ 。并且，为图 5 的情况时，计算出各检测区域 $A_1 \sim A_4$ 的平均光量值 $L_{av1} \sim L_{av4}$ 。而且，为图 6 的情况时，计算出检测区域 $A_1 \sim A_{16}$ 中的四角的检测区域 A_1 、 A_4 、 A_{13} 、 A_{16} 的平均光量值 L_{av1} 、 L_{av4} 、 L_{av13} 、 L_{av16} 。

并且，对该已计算出的光量检测区域的平均光量值彼此（图 5 中为平均光量值 $L_{av1} \sim L_{av4}$ 彼此，图 6 中为平均光量值 L_{av1} 、 L_{av4} 、 L_{av13} 、 L_{av16} 彼此）进行比较，平均光量值大于其他光量检测区域的平均光量值时，因为应检测的眼在上述光量检测区域或光量检测区域的延伸区域上，所以利用控制电路 70 来驱动控制三维驱动单元 3D 的 X 轴马达 74 及 Y 轴马达 75，使眼科单元 4 左右上下地移动，以使应检测的眼朝向基准位置（观察光学系统的光轴）。

例如，图 5 的情况中，当检测区域 A_1 的平均光量值 L_{av1} 大于其他检测区域 $A_2 \sim A_4$ 的平均光量值 $L_{av2} \sim L_{av4}$ 时，因为被检眼在检测区域 A_1 侧，所以利用控制电路 70 来驱动控制 X 轴马达 74 及 Y 轴马达 75，使眼科单元 4 在左右上下方向（XY 方向）移动，以使被检眼移动到检测区域 A_4 侧。

伴随该移动,可以从图 5 的状态变为,如图 7 所示,指标像(第 2 指标像) i_{20} 、 i_{30} 、 i_{40} 、 i_{50} 可以在整个检测区域 $A_1 \sim A_4$ 中进行检测,且检测区域 $A_1 \sim A_4$ 的平均光量值 $L_{av1} \sim L_{av4}$ 变为大致相同。

而且,图 6 的情况中,当检测区域 A_1 的平均光量值 L_{av1} 大于其他检测区域 A_4 、 A_{13} 、 A_{16} 的平均光量值 L_{av4} 、 L_{av13} 、 L_{av16} 时,因为被检眼在检测区域 A_1 侧,所以利用该控制电路 70 来驱动控制 X 轴马达 74 及 Y 轴马达 75,使眼科单元 4 在左右上下方向(XY 方向)上移动,以使被检眼移动到检测区域 A_{16} 侧。

伴随该移动,可以从图 6 的状态变为,如图 8 所示,指标像(第 2 指标像) i_{20} 、 i_{30} 、 i_{40} 、 i_{50} 可在整个检测区域 A_1 及与该区域 A_1 相邻接的检测区域 A_2 、 A_5 、 A_6 中进行检测,则各检测区域 A_1 、 A_2 、 A_5 、 A_6 的平均光量值 L_{av1} 、 L_{av2} 、 L_{av5} 、 L_{av6} 变为大致相同。

然而,此时,以各光量检测区域的平均光量值变为大致相同为目的,平均光量值变为大致相同时,根据以下条件,进行对准。

(2) 精密对准

各光量检测区域的平均光量值变为大致相同时,可以检测全部的指标像(第 2 指标像) i_{20} 、 i_{30} 、 i_{40} 、 i_{50} ,且可以特别指定指标像 i_{10} ,因此,算出各个亮点的指标像 i_{20} 、 i_{30} 、 i_{40} 、 i_{50} 的重心位置以作为指标像 i_{10} 的中心位置,根据该已计算出的重心位置,驱动 X 轴马达 74 及 Y 轴马达 75,使眼科单元 4 左右上下地移动,直至使指标像 i_{10} 的中心位置成像在 CCD 摄像机 16 的中央(中心) O 为止,即,直至指标像 i_{10} 进入至利用图案发生器而电性地生成的对准指标处为止。

而且,装置在广域对准与精密对准中,眼科单元 4 的 XY 方向的移动速度具有差异,由此可以实现总体对准(total alignment)的迅速化。

并且,指标像 i_{10} 进入第 2 容许范围内时(进入至利用图案发生器而电性地生成的对准指标 41 处时),控制电路 70 停止 XY 方向的驱动,判断工作距离是否合适。变为由距离指标投影光学系统而发出的指标 i_1 的光束射入一维检测元件 63 的状态时,该控制电路 70 根据来自一维检测元件 63 的信号,以获得 Z 方向的偏移信息,根据该偏移信息,驱动 Z 轴马达 76,前后移动该眼科单元 4。

此时,在 TV 监视器 17 上显示距离标记(distance mark) 42。并且,距离标记 42 伴随眼科单元 4 的前后移动而实时地移动,角膜 E_c 相对于测定部(作为摄像光学系统的观察光学系统) 4 而位于适当工作距离时,与对准指标 41 重叠。(未显示距离标记 42 时,操纵杆 5 变为可操作的状态,检测者在与对准指标 41 内的指标像 i_{10} 的焦点(focus)相重合的方向进行前后调整)。

Z方向变为适当状态时,控制电路70停止眼科单元4的前后移动,此次判断指标像*i*₁₀是否位于第1容许范围内。位于范围外时,在XY方向以规定时间微调整移动眼科单元4,以使其进入第1容许范围内。此时的移动速度比刚才的XY方向的移动的程度(广域对准)慢。由此,可以易于进行XY方向的微调整对准,而不会使指标像*i*₁₀超过第1容许范围。

而且,实施例,向被检眼的角膜周围投影的指标像为4个,但如果投影至少2个指标像,也可以判断对准状态。所投影的指标像也可以超过4个。

此外,在上述眼科单元4的诱导方法中,根据指标像的位置关系来特别指定指标像*i*₁₀,因此可能在环境光(ambient light)的影响下,将其其他指标像或环境光作为指标像*i*₁₀而特别指定。此时,因为眼科单元4的诱导变得不稳定,所以即使是可以特别指定为指标像*i*₁₀的情况下,如果该指标像未位于以CCD摄像机16上的基准位置为中心的规定范围内(相当于喷嘴9的直径的范围内),不使眼科单元4移动。

而且,取得使所投影的指标像闪烁、点灯时的像与未使之点灯时的像的差,由此可以除去环境光的像。如此,可以防止自动对准的误操作。

如以上所说明般,本发明的实施形态的眼科测定装置的对准装置包括:指标投影光学系统,藉由将多个指标光投影到被检眼E的角膜E_c上而使多个指标(*i*₂~*i*₅)形成在上述角膜E_c上;摄像光学系统(观察光学系统10),使上述多个指标(*i*₂~*i*₅)成像在摄像元件(CCD摄像机16)上以作为指标像(*i*₂₀~*i*₅₀);三维驱动单元3D,在三维方向驱动上述摄像光学系统(观察光学系统10);以及控制单元(控制电路70),驱动控制上述三维驱动单元3D。而且,上述控制单元(控制电路70)根据成像在上述摄像元件(CCD摄像机16)上的上述指标像(*i*₂₀~*i*₅₀)的位置,利用上述三维驱动单元3D,上下左右地驱动控制上述摄像光学系统(观察光学系统10),以使成像在上述摄像元件(CCD摄像机16)上的被检眼像的角膜顶点位置(与作为亮点的指标*i*₁相对应的位置)移动到上述摄像元件(CCD摄像机16)的中央。而且,上述摄像光学系统(观察光学系统10)利用上述摄像元件(CCD摄像机16)来检测从上述角膜E_c反射的上述多个指标光的反射光,上述控制单元(控制电路70)驱动控制上述三维驱动单元3D,以使在检测上述反射光的上述摄像元件(CCD摄像机16)的多个光检测部(例如A₁~A₄或A₁、A₂、A₅、A₆)中,平均光量值(例如Lav₁~Lav₄或Lav₁、Lav₂、Lav₅、Lav₆)大致相同。

进而,本发明的实施形态的眼科测定装置的对准装置中,上述多个光检测部(例如A₁~A₄或A₁、A₂、A₅、A₆)配置在多个光检测区域(A₁~A₄、A₁~A₁₆)内,该多个光检测区域是通过上述控制单元分割由上述摄像元件

(CCD 摄像机 16) 所拍摄的图像而形成的, 上述控制单元 (控制电路 70), 求出每个上述检测区域 (例如 A1 ~ A4 或 A1、A2、A5、A6 或 A1、A4、A13、A16) 内的上述反射光的平均光量值 (例如 Lav1 ~ Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6 或 Lav1、Lav4、Lav13、Lav16), 对该所求出的各检测区域的平均光量值 (例如 Lav1 ~ Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6 或 Lav1、Lav4、Lav13、Lav16) 彼此进行比较, 在平均光量值低的检测区域的平均光量值变高的方向驱动控制上述三维驱动单元。

根据该眼科测定装置的对准装置, 亮点像 (作为亮点像的指标像 $i_{20} \sim i_{50}$) 即使未成像在摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上也可以开始自动对准, 并且即使在亮点像 (作为亮点像的指标像 $i_{20} \sim i_{50}$) 模糊的状态下成像在摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上, 也可以自动对准, 因此可以进行宽范围且高精度的自动对准。

而且, 将摄像元件 (CCD 摄像机 16) 分割为多个光检测区域 (A1 ~ A4、A1 ~ A16), 求出上述各检测区域 (例如 A1 ~ A4 或 A1、A2、A5、A6) 内的每个来自上述角膜 E_c 的反射光的平均光量值 (例如 Lav1 ~ Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6), 对该所求出的各检测区域 (例如 A1 ~ A4 或 A1、A2、A5、A6) 的平均光量值 (例如 Lav1 ~ Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6) 彼此进行比较, 因此, 不易受到环境光等干扰所造成的影响, 且可以准确地求出眼科单元的驱动方向。

而且, 本发明的实施形态的眼科测定装置的对准装置中设置有使来自被检眼 E 的光引导至摄像元件 (CCD 摄像机 16) 的摄像光学系统 (观察光学系统 10), 且本发明的实施形态的眼科测定装置的对准装置包括: 眼科单元, 可以在三维方向移动; 三维驱动单元 3D, 在三维方向驱动上述眼科单元; 第 1 指标光投影单元 (第 1 对准指标投影光学系统 30), 沿着上述摄像光学系统 (观察光学系统 10) 的光轴, 对上述被检眼的角膜投影第 1 指标光, 使第 1 指标 (i_1) 形成在上述被检眼 E 上; 第 2 指标光投影单元 (第 2 对准指标投影光学系统), 用以从与上述摄像光学系统 (观察光学系统 10) 的光轴方向不同的方向, 对上述被检眼 E 的角膜 E_c 投影多个第 2 指标光, 使多个第 2 指标 ($i_2 \sim i_5$) 形成在上述被检眼 E 上; 以及控制单元 (控制电路 70), 根据经上述摄像光学系统 (观察光学系统 10) 而成像在上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上的上述第 1 指标 (i_1) 的第 1 指标像 (i_{10}) 的位置, 驱动控制上述三维驱动单元 3D, 以使上述第 1 指标像 (i_{10}) 移动到上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 的中央。而且, 上述摄像光学系统 (观察光学系统 10) 利用上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 来检测从上述角膜 E_c 反射的上述多个第 2 指标光的反射光, 上述控制单元 (控制电路 70) 驱动控制上述三维驱动单元 3D, 以使在检测上述反射光的上述摄像元件 (CCD 摄像

机 16) 的多个光检测部 (例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6) 中, 平均光量值 (例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6) 变得大致相同。

进而, 本发明的实施形态的眼科测定装置的对准装置中, 上述多个光检测部 (例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6) 配置在多个光检测区域 (A1~A4、A1~A16) 内, 该多个光检测区域是通过上述控制单元来分割由上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 所拍摄的图像而形成的, 上述控制单元 (控制电路 70), 求出每个上述检测区域 (例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6 或 A1、A4、A13、A16) 内的上述反射光的平均光量值 (例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6 或 Lav1、Lav4、Lav13、Lav16), 对该所求出的各检测区域的平均光量值 (例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6 或 Lav1、Lav4、Lav13、Lav16) 彼此进行比较, 且在平均光量值低的检测区域的平均光量值变高的方向驱动控制上述三维驱动单元。

根据该眼科测定装置的对准装置, 即使亮点像 (作为亮点像的指标像 i20~i50) 未成像在摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上, 也可以开始自动对准, 并且即使在亮点像 (作为亮点像的指标像 i20~i50) 模糊的状态下成像在摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上, 也可以自动对准, 因此可以进行宽范围且高精度的自动对准。

而且, 将摄像元件 (CCD 摄像机 16) 分割为多个光检测区域 (A1~A4、A1~A16), 求出上述各检测区域 (例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6) 的来自上述角膜 Ec 的反射光的平均光量值 (例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6), 对该所求出的各检测区域 (例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6) 的平均光量值 (例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6) 彼此进行比较, 因此, 不易受到环境光等干扰所造成的影响, 且可以准确地求出眼科单元的驱动方向。

而且, 本发明的实施形态的眼科测定装置的对准方法中, 通过将多个指标光投影到被检眼 E 的角膜 Ec 上而使多个指标形成在上述角膜 Ec 上, 经摄像光学系统 (观察光学系统 10) (观察光学系统 10), 将上述多个指标 (i2~i5) 成像在摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上来作为指标像 (i20~i50), 并且, 根据成像在上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上的上述指标像 (i20~i50) 的位置, 利用由控制单元 (控制电路 70) 所控制的三维驱动单元 3D, 上下左右地驱动控制上述摄像光学系统 (观察光学系统 10), 以使成像在上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 上的被检眼像的角膜顶点位置 (与作为亮点的指标 i1 相对应的位置) 移动到上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 的中央。而且, 利用上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 来检测从上述角膜 Ec 反射的上述多个指标光的反射光, 上述控制单元 (控制电路 70) 驱动控制上述三维驱动单元 3D, 以使在检测上述反射光的上述摄像元件 (CCD 摄像机 16) 的

多个光检测部（例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6）中，平均光量值（例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6）大致相同。

进而，本发明的实施形态的眼科测定装置的对准方法中，上述多个光检测部（例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6）配置在多个光检测区域（A1~A4、A1~A16）内，该多个光检测区域是通过上述控制单元来分割由上述摄像元件（CCD 摄像机 16）所拍摄的图像而形成的，上述控制单元（控制电路 70）求出每个上述检测区域（例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6 或 A1、A4、A13、A16）内的上述反射光的平均光量值（例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6 或 Lav1、Lav4、Lav13、Lav16），对该所求出的各检测区域的平均光量值（例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6 或 Lav1、Lav4、Lav13、Lav16）彼此进行比较，在平均光量值低的检测区域的平均光量值变高的方向驱动控制上述三维驱动单元。

根据该眼科测定装置的对准方法，即使亮点像（作为亮点像的指标像 i10~i50）未成像在摄像元件（CCD 摄像机 16）上也可以开始自动对准，并且即使在亮点像（作为亮点像的指标像 i10~i50）模糊的状态下成像在摄像元件（CCD 摄像机 16）上，也可以自动对准，因此可以进行宽范围且高精度的自动对准。

而且，将摄像元件（CCD 摄像机 16）分割为多个光检测区域（A1~A4、A1~A16），求出上述各检测区域（例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6）内的每个来自上述角膜 Ec 的反射光的平均光量值（例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6），对该所求出的各检测区域（例如 A1~A4 或 A1、A2、A5、A6）的平均光量值（例如 Lav1~Lav4 或 Lav1、Lav2、Lav5、Lav6）彼此进行比较，因此，不易受到环境光等干扰所造成的影响，且可以准确地求出眼科单元的驱动方向。

而且，将由摄像元件（CCD 摄像机 16）所拍摄的图像分割为多个光检测区域（A1~A4、A1~A16）而计算出光量值时，也可以将摄像元件（CCD 摄像机 16）分割为多个光检测区域（A1~A4、A1~A16）而计算出光量值，将由摄像元件（CCD 摄像机 16）所拍摄的图像信号构建在帧存储器（frame memory）（未图示）中并显示在显示单元（TV 监视器 17）上时，也可以将帧存储器分割为多个光检测区域而计算出光量值。

而且，本发明表示了应用于眼压计的示例，但也可以应用于眼压计以外的眼底照相机（fundus camera）、屈光计、角膜内皮细胞摄影装置等眼科测定装置。

上述实施例中，进行广域对准时，将 CCD（固体摄像元件）的区域分割为 4 个，但并非限于于此。例如，可以分割为 2 个。总之可分割成 2 个以上。

而且, 将分割并比较的区域限定为较小时, 存入存储器的时间及处理时间缩短, 因此与先前的使用 CCD 整个面来检测亮点的重心相比, 对准时间缩短。

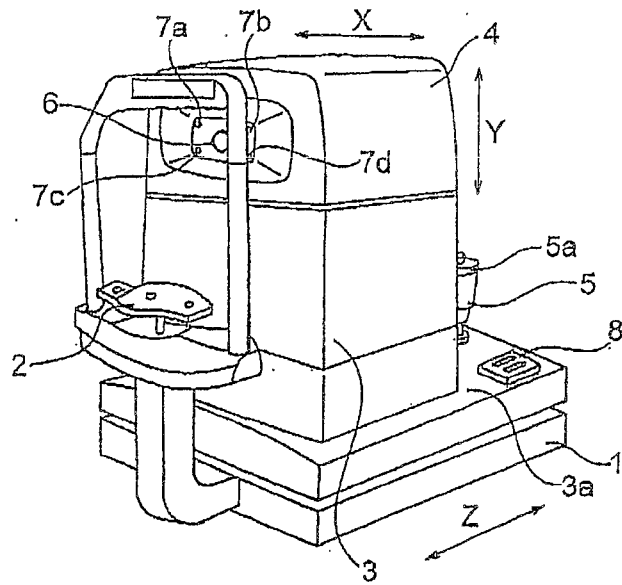
可是, 图 2 的被检眼 E 中, 来自与省略图示的瞳孔、虹膜、巩膜等相对应的位置的反射光的光量值不同, 即, 利用来自该被检眼 E 的反射光而拍摄的图 4 的前眼部像 E' 中, 瞳孔部 Ep、虹膜部 Ei、巩膜部 Es 的光量值不同。图 9 表示来自被检眼 E 的瞳孔、虹膜的位置或巩膜等的反射光的光量分布, 即, 图 4 的瞳孔部 Ep、虹膜部 Ei、巩膜部 Es 的光量值 Lp、Li、Ls 的分布。而且, 因为指标像 i20、i50 与虹膜部 Ei 相重叠, 所以指标像 i20、i50 的光量值 L20、L50 大于虹膜部 Ei 的光量值 Li。

而且, 利用 CCD 摄像机 16 拍摄被检眼 E 时, 由于环境光, 会在被检眼 E 的眼睑(未图示)的缘部或被检眼 E 的下缘部部分地产生变亮的部分。即, 将图 2 的被检眼 E 作为如图 4 的前眼部像 E' 而呈现在 TV 监视器 17 中时, 在前眼部像 E' 的眼睑像 iL 的缘部或前眼部像 E' 的下缘部出现例如以 B1、B2 所表示的变亮的部分。该变亮的部分成为检测各指标像 i20~150 时的干扰。

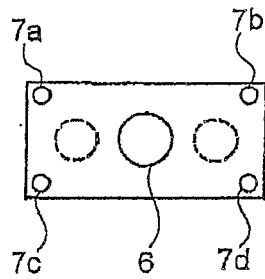
考虑在上述眼睑的缘部等的环境光的反射所造成的影响, 因此确定用以计算出光量值的限幅电平(slice level), 根据以该限幅电平的值为界而运算出的光量值的平均值, 确定眼科单元 4 的观察光学系统的光轴位置, 由此可以减小瞳孔、虹膜、及巩膜或环境光的影响。例如, 可以将虹膜部 Ei 的光量值 Li 与巩膜部 Es 的光量值 Ls 的中间的光量值 Lb 设定为该限幅电平的光量值, 利用高于光量值 Lb 的光量值的部分, 以计算出各检测区域中的光量值。

如以上所说明般, 将 CCD 分为多个检测区域, 求出各检测区域的平均光量值, 对该所求出的多个检测区域的平均光量值进行比较, 由此可以使检测范围变广, 并且可以使运算处理时间缩短, 因此易于迅速且容易地进行对准。

而且, 亦可以在使用整体的平均值、预先决定的规定值或周围的光量值等的值来补充小于等于该限幅电平的光量部分(瞳孔等的暗的区域)后, 计算出各区域中的光量值。



(a)



(b)

图 1

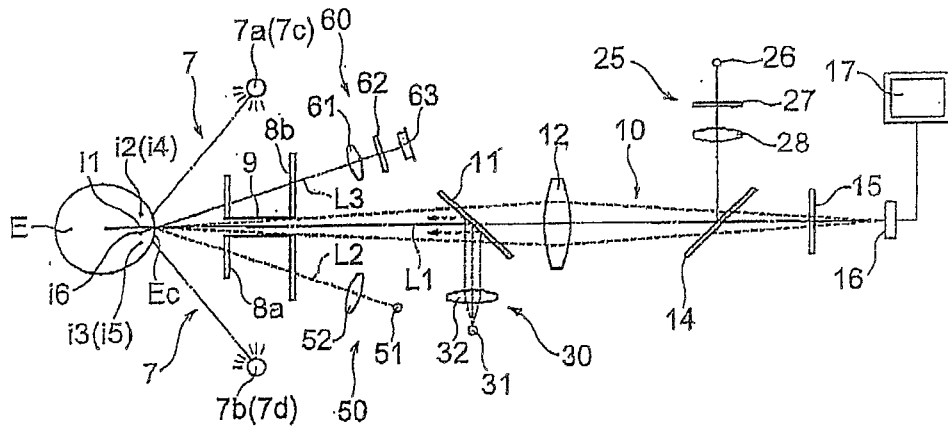


图 2

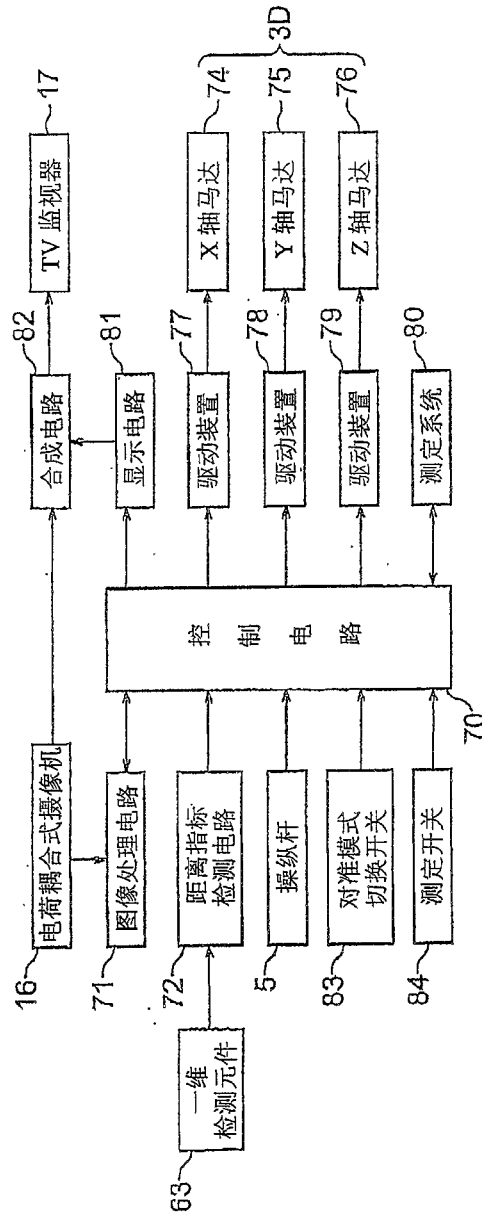


图 3

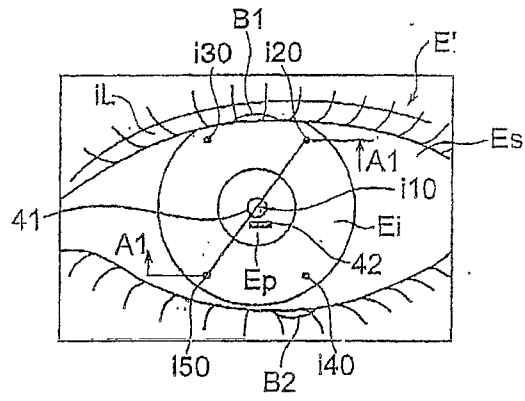


图 4

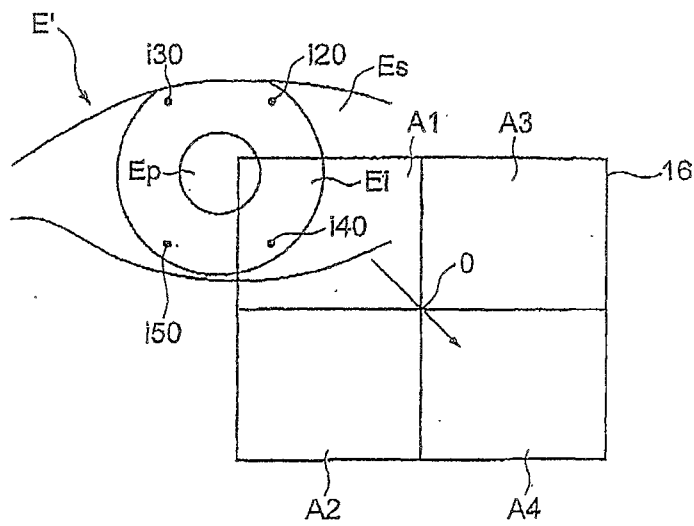


图 5

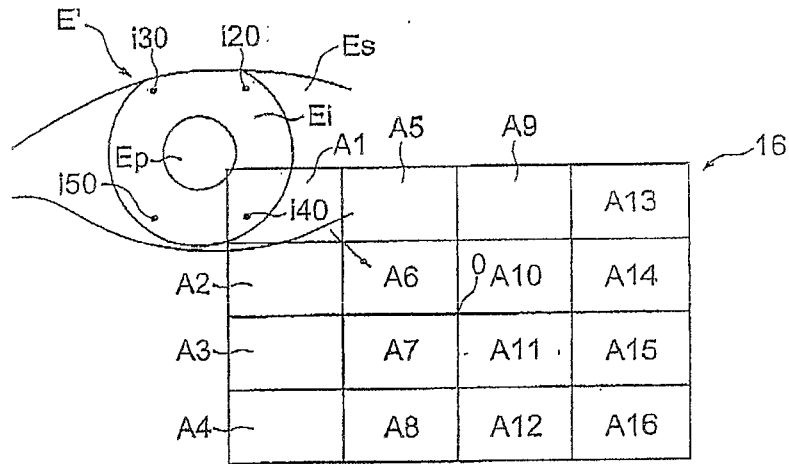


图 6

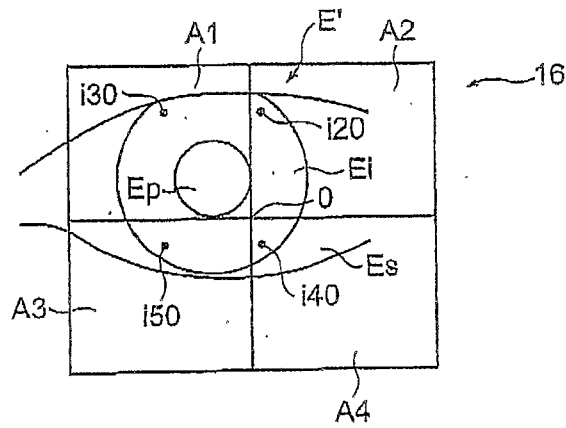


图 7

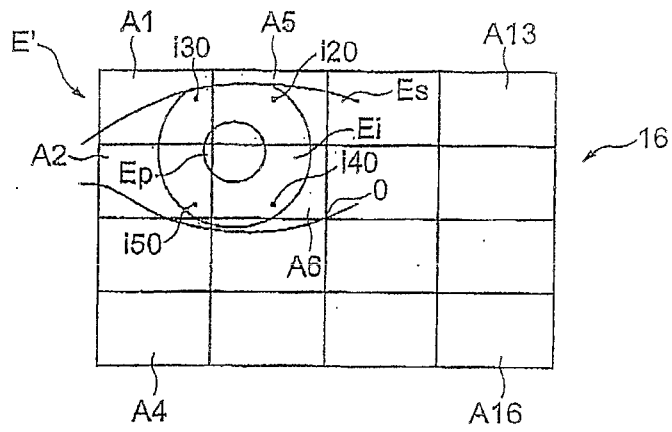


图 8

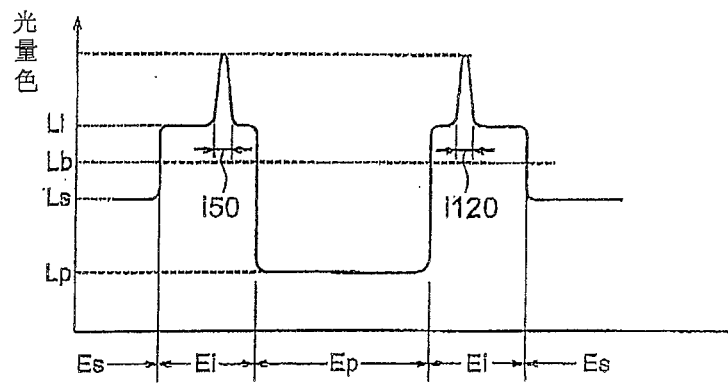


图 9