

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410091040.8

[51] Int. Cl.

A61B 3/15 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 100496383C

[22] 申请日 2004.11.15

[21] 申请号 200410091040.8

[30] 优先权

[32] 2003.11.17 [33] JP [31] 386995/2003

[73] 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 前田康雄

[56] 参考文献

JP8-10226A 1996.1.16

US6082860A 2000.7.4

US20020159028A1 2002.10.31

US5548354A 1996.8.20

US5532769A 1996.7.2

审查员 沈显华

[74] 专利代理机构 北京怡丰知识产权代理有限公司

代理人 于振强

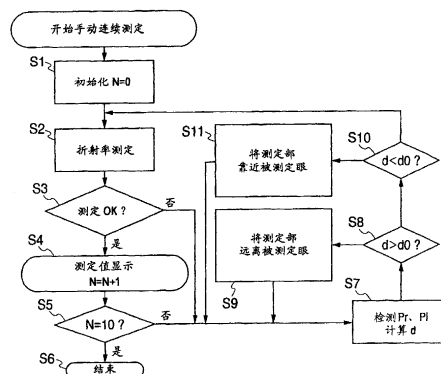
权利要求书 1 页 说明书 16 页 附图 9 页

[54] 发明名称

眼科设备

[57] 摘要

本发明提供一种容易操作的眼科设备。在该眼科设备中，在由测定被检测眼的光学特性的检眼部的测定过程中，基于手动输入，使该检眼部相对于被检测眼在上下、左右方向移动。另外，以自动控制，使该检眼部相对于被检测眼在前后方向移动。



1. 一种眼科设备, 其特征在于, 包括:

检眼装置, 用于测定被检测眼;

输入装置, 用于输入相对于上述被检测眼的、该检眼装置的上下、左右、前后方向的移动量;

检测装置, 检测上述被检测眼和上述检眼装置间的上下、左右、前后方向的距离;

驱动装置, 基于上述移动量或检测结果, 使该检眼装置在上下、左右、前后方向移动;

选择装置, 用于选择自动对准模式和手动连续测定模式中的任意一个, 所述自动对准模式为, 基于上述检测结果控制上述驱动装置; 所述手动连续模式为, 在前后方向的对位中, 基于上述检测出的前后方向的距离来控制上述驱动装置, 在上下、左右方向的对位中, 基于上述所输入的上下、左右方向的距离来控制上述驱动装置; 以及

控制装置, 按照由上述选择装置选择出的模式, 控制上述驱动装置,

其中, 在上述自动对准模式完成后, 在测定上述被检测眼的折射率的阶段出现错误时, 选择上述手动连续测定模式。

眼科设备

技术领域

本发明涉及用于进行被检测眼的光学特性测定的眼科设备的对准。

背景技术

通过对被检测眼投影位置调整用的标识光束，生成位置调整的标识，使用该标识，将装置的检测眼光学部对被检测眼沿上下左右和前后方向以电动进行驱动的所谓自动对准，进行被检测眼和装置的位置调整的眼折射率测定装置，被公开在日本特开 2002-186585 号公报。

在进行利用这样的自动对准的测定的眼科设备中，总是用被检测眼的相同部位进行测定。例如，在白内障的混浊处于水晶体的中心部的被检测眼的情况下，即使多次尝试测定，也由于自动对准而反复进行在存在混浊的中心部的测定，因此，测定光束由于混浊而被遮挡，无法检测测定光束。其结果，就存在测定错误接连不断，无法结束测定这样的问题。

另外，在具有这样的种自动对准功能的眼科设备中，除了利用自动对准的位置调整的测定之外，还具有现有的检眼装置的手动测定功能，该手动测定功能由操作者沿检测眼的上下左右和前后方向进行驱动操作，将检测眼部移动到所希望的位置，在该位置上进行测定。

但是，由于在用手动测定进行测定的情况下，除了对上下左右的位置调整，操作者还必须对前后方向的位置调整即对焦严加注意地进行操作，所以，就破坏了具有自动对准功能的装置的便利性。

发明内容

本发明的目的在于，提供一种容易操作的眼科设备。

为了达到上述目的,本发明的眼科设备例如包括以下结构。

检眼装置,用于测定被检测眼;

输入装置,用于输入相对于上述被检测眼的、该检眼装置的上下、左右、前后方向的移动量;

检测装置,检测上述被检测眼和上述检眼装置间的上下、左右、前后方向的距离;

驱动装置,基于上述移动量或检测结果,使该检眼装置在上下、左右、前后方向移动;

选择装置,用于选择自动对准模式和手动连续测定模式中的任意一个,所述自动对准模式为,基于上述检测结果控制上述驱动装置;所述连续测定模式为,在前后方向的对位中,基于上述检测出的前后方向的距离来控制上述驱动装置,在上下、左右方向的对位中,基于上述所输入的上下、左右方向的距离来控制上述驱动装置;以及

控制装置,按照由上述选择装置选择出的模式,控制上述驱动装置,

其中,在上述自动对准模式完成后,在测定上述被检测眼的折射率的阶段出现错误时,选择上述手动连续测定模式。

本发明的其他特征和优点,可以通过下面的参照附图进行的说明而得到明确。在这些附图中,相同的标号表示相同或类似的部分。

附图说明

附图包括在说明书中并构成说明书的一部分,用于说明本发明的实施例,并与说明书一起用于说明本发明的原理。

图1是实施例的眼折射率仪的外观图。

图2是操作面板的平面图。

图3是测定部的驱动机构的说明图。

图4是测定部的光学结构图。

图5是6分割光阑、6分割棱镜的斜视图。

图6是对准棱镜光阑的斜视图。

图7是电路结构框图。

图8是设定模式画面的说明图。

图9是前眼部图像的说明图。

图10是前眼部图像的说明图。

图11是前眼部图像的说明图。

图 12 是前眼部图像的说明图。

图 13 是前眼部图像的说明图。

图 14 是前眼部图像的说明图。

图 15 是手动连续测定时的动作流程图。

图 16 是监视器画面的错误显示的说明图。

具体实施方式

下面将参照附图，详细说明本发明的优选实施方式。

图 1 是实施例的测定被检测眼的眼折射率的眼折射率装置、即眼科设备的外观图，前面为操作者进行操作的操作面。该操作面配置有用于显示通过测定得到的测定值或被检测眼图像的由 CRT 监视器或液晶监视器构成的显示部 1 和开关面板 2。另外，在装置的上部配置有可动的测定部 3、在侧面配置有打印输出测定结果等的打印机 4，在操作面的对侧，设置有被检测者用的下颚支撑部 5。

图 2 是开关面板 2 的平面图，在该开关面板 2 上配置有：用于相对于被检测眼沿上下左右方向移动测定部 3 的跟踪球 6；用于相对被检测眼沿前后方向移动测定部 3 的连接在回转式编码器的滚柱 7；用于开始被检测眼的自动对准或测定的测定开始开关 8；用于选择是自动（自动对准模式）进行被检测眼的眼折射率的测定，还是以通过跟踪球 6、滚柱 7 的手动位置调整的手动模式进行的测定模式选择开关 9；用于进行眼折射率检测中的角膜顶点距离、散光度数的符号或显示单位等装置的各种设定的设定开关 10；以及用于进行检测结果的送至打印机 4 的打印的打印开关 11。另外，还在该开关面板 2 上配置有用于通过下颚支撑部上下移动电机使下颚支撑部 5 上升的开关 12、用于使下颚支撑部 5 下降的开关 13。

图 3 是用于将测定部 3 的测定光轴与被检测眼 E 进行位置调整，使测定部 3 相对于被检测眼 E 沿前后、左右、上下驱动的机构的说明图。测定部 3 与用于使其沿上下方向移动的上下驱动部 21 接合，能使测定部 3 沿上下方向移动约 30mm。

测定部 3 被上下支柱 22 所支撑, 支柱 22 与内置了直动式滚珠轴承和升降用的进给丝杆的上下驱动支柱 23 接合, 该上下驱动支柱 23 固定于上下驱动基座 24。为了测定部 3 的上下支柱 22 的中心轴旋转的旋转限制, 止转支柱 25 从测定部 3 向下方突出, 嵌合在固定于上下驱动基座 24 的直线轴承 26。

在上下驱动支柱 23 和直线轴承 26 之间, 配置有上下方向驱动用的上下移动电机 27, 能够在上下驱动基座 24 的背面, 通过传动带 (belt) 来旋转上下驱动支柱 23 的进给丝杠, 并能够通过上下移动电机 27 的正反旋转, 升降测定部 3。

此外, 省略图示, 上下方向 30mm 行程的两端, 能够通过限位开关检测移动界限位置。另外, 在上下移动电机 27 的输出轴上, 以共轴状配置有脉冲计数的编码器, 在上下驱动基座 24 的里面, 设置检测它的光电耦合器。

在由前后驱动部 28 驱动的上下驱动基座的背面, 固定着内螺纹螺母 29, 该内螺纹部螺合着支撑于前后驱动基座 30 的进给丝杠 31, 进给丝杠 31 通过联轴器与前后驱动电机 32 结合。另外, 在上下驱动基座 24 的左右两个侧面上, 配置有直线导轨 33a、33b, 可动侧接合在上下驱动基座 24 上, 固定侧接合在前后驱动基座 30 上。

因此, 通过前后驱动电机 32 的正反旋转, 能够使包括上下驱动部 21 的测定部 3 在前后方向移动。前后方向 40mm 行程的两端, 省略图示, 能够与上下驱动部一样, 通过限位开关检测移动界限位置。另外, 在前后驱动电机 32 的轴上, 以共轴状配置有脉冲计数的编码器, 在前后驱动基座 30 的上面, 配置有检测它的光电耦合器。

在使前后驱动基座 30 在左右方向移动的左右驱动部 34 中, 与前后驱动部 28 一样, 在前后驱动基座 30 的背面, 固定有未图示的内螺纹, 该内螺纹部与支撑于左右驱动基座 35 的进给丝杠 36 螺合。进给丝杠通过联轴器 38, 结合在前后驱动电机 32 上。另外, 在前后驱动基座 30 的前后两个侧面, 配置有直线导轨 39a、39b, 可动侧接合在前后驱动基座 30 上, 固定侧接合在左右驱动基座 35 上。

因此,通过左右驱动电机 37 的正反旋转,能够使包括上下驱动部 21 和前后驱动部 28 的测定部 3 在左右方向移动。省略图示,与前后驱动部 28 一样,左右方向 90mm 行程的两端,可通过限位开关检测移动界限位置。另外,在左右驱动电机 37 的轴上,以共轴状配置有可脉冲计数的编码器,在左右驱动基座 35 的上面,配置有检测它的光电耦合器。

这样,测定部 3,能够通过上下驱动部 21、前后驱动部 28、左右驱动部 34,相对于被检测眼 E 在三维方向移动,可以将从小孩到大人的被检者的下颚放到下颚支撑部 5,以电动驱动来调整位置。

图 4 是测定部 3 内部的光学系统的配置图。在调整被检测眼 E 的视轴位置的测定部 3 的中心轴上,依次排列着从被检测眼 E 一侧全反射可视光、反射一部分波长为 880nm 的光束的分色镜 41,物镜 42,由漫反射板电机驱动的漫反射板 44,有孔反射镜 45,光阑 46,投影透镜 47,投影光阑 48,发射 880nm 光的测定光源 49。在有孔反射镜 45 的反射方向,依次配置有 6 分割光阑 50,6 分割棱镜 51,受光透镜 52,二维摄像元件 53。6 分割光阑 50 和 6 分割棱镜 51 为图 5 所示的形状,但实际上它们是贴紧的。

上述光学系统用于测定眼折射,从测定光源 49 发出的光束,用投影光阑 48 缩小光束,通过投影透镜 47 在物镜 42 的前面 1 次成像,通过物镜 42、分色镜 41,投射到被检测眼 E 的瞳孔中心。该光束在眼底成像,其反射光通过瞳孔周边,再次射入物镜 42。在入射的光束透过物镜 42 之后,在有孔反射镜 45 的周边部反射。

所反射的光束用大体与被检测眼的瞳孔共轭的 6 分割光阑 50 进行瞳孔分离,而后作为 6 点点像,用 6 分割棱镜 51,投影到二维摄像元件 53 的受光面。如果被检测眼 E 是正常眼,则连接该 6 点点像重心的近似曲线成为预定的圆形,近视眼或远视眼的近似曲线的圆形的曲率就会变大或变小。在被检测眼 E 存在散光时,近似曲线呈椭圆形,水平轴与椭圆的长轴所成的夹角就是散光轴角度。基于该椭圆的近似曲线的系数求出折射值。

另一方面,在分色镜 41 的反射方向,配置有定视标投影光学系统、被检测眼的前眼部观察和对准检测所共用的对准受光光学系统。对准受光光学系统从分色镜 41 一侧开始,配置有透镜 54、分色镜 55、对准棱镜光阑 56、成像透镜 57、二维摄像元件 58。

图 6 表示对准棱镜光阑 56 的形状,在圆盘状的光阑板设置有 3 个开口部 56a、56b、56c,在两侧的开口部 56a、56b 的分色镜 55 一侧,贴附着只透过波长为 880nm 附近的光束的对准棱镜 59a、59b。

另外,在被检测眼 E 的斜前方,配置有具有 780nm 左右波长的前眼部照明光源 60a、60b。由该前眼部照明光源 60a、60b 所照明的被检测眼 E 的前眼部图像的光束,经过物镜 42、分色镜 41、透镜 54、分色镜 55、对准棱镜光阑 56 的中央开口部 56c、成像透镜 57,在二维摄像元件 58 的受光传感器面成像。用于对准检测的光源,与眼折射测定用的测定光源 49 兼用。在对准时,利用漫反射板电机 43,在光路中插入半透明的漫反射板 44。

插入漫反射板的位置,是上述测定光源 49 的成像透镜 47 的一次成像位置,并且插在物镜 42 的焦点位置。由此,测定光源 49 的像暂时成像于漫反射板 44 上,其成为二次光源,作为粗光束的平行光束,从物镜 42 向被检测眼 E 投射。

该平行光束在被检测眼角膜 C 被反射形成亮点图像,该光束再次透过测定部 3 的物镜 42,用分色镜 41 反射其一部分,经由透镜 54 用分色镜 55 反射,透过对准棱镜光阑 56 的开口部 56c 和对准棱镜 59a、59b,由成像透镜 57 会聚,在二维摄像元件 58 的摄像面上成像。

因为对准棱镜光阑 56 的中心的开口部 56c 通过前眼部照明光源 60a、60b 的波长 780nm 以上的光束,所以,由前眼部照明光源 60a、60b 所照明的前眼部像的反射光束,与角膜 C 的反射光束的经路一样,沿着光学系统,通过对准棱镜光阑 56 的开口部 56c,用成像透镜 57 成像于二维摄像元件 58。另外,透过对准棱镜 59a 的光束向下折射,透过对准棱镜 59b 的光束向上折射。

在分色镜 55 的透过侧，配置有定视标投影光学系统，依次排列着反射镜 61、定视诱导透镜 62、定视图 63、定视投影光源 64。在定视诱导时，已点亮的定视投影光源 64 的投影光束，从背面照亮定视图 63，通过定视诱导透镜 62、透镜 54，投影到被检测眼 E 的眼底。另外，定视诱导透镜 62 为了进行被检测眼 E 的视度诱导并实现云雾（fogging）状态，能够利用定视诱导电机 65 沿光轴方向移动。

图 7 是电路结构框图。配置了测定开关、打印机开始开关等的开关面板 2、打印机 4 连接在 CPU70 的端口。

用二维摄像元件 58 所拍摄的眼底图像的影像信号通过 A/D 转换器 71 被转换为数字数据，存储在图像存储器 72。CPU70 基于存储在图像存储器 72 的图像，进行眼折射率的计算。另外，用二维摄像元件 58 所拍摄的前眼部图像的影像信号，通过 A/D 转换器 73 被转换为数字数据，并存储在图像存储器 74。CPU70 基于存储在图像存储器 74 的图像，检测对准亮点，进行对准状态的检测判断，和进行被检测眼角膜的曲率半径的计算。

另外，用二维摄像元件 58 所拍摄的前眼部图像的影像信号与来自字符发生装置 75 的信号合成，在显示部 1 上显示前眼部图像和测定值等。测定光源 49、前眼部照明光源 60a、60b，定视投影光源 64 通过未图示的驱动器连接在 D/A 转换器，能够根据来自 CPU70 的指令使光量变化。

上下移动电机 27、前后移动电机 32、左右移动电机 37、漫反射板电机 43、以及定视诱导电机 65，由各自的电机驱动器 77、78、79、80、81，根据来自 CPU70 的指令进行驱动。另外，驱动下颚支撑部 5 的驱动电机 82 经由马达驱动器 83 连接在 CPU70，通过开关面板 2 的下颚支撑部上下移动开关 12、13 的输入，根据来自 CPU70 的指令进行驱动。

图 8 表示在按下了开关面板 2 的设定开关 10 之后，为了进行装置的设定而显示在显示部 1 的画面上显示的内容的一部分。角膜顶点距

离 VD 可从 0、12.0、13.5 中选择，散光度数的符号 CYL 可从 -、+、+/- 中选择，显示单位 INC 可从 0.12、0.25 中选择。

在以自动对准进行测定时，在一次测定中要测定的次数“自动测量”可从 1、3、5 中选择。在自动对准中连续测定被检测者的左右两眼的“R&L 测量”，可以选择是连续进行测定（开），还是以单眼的测定停止（关）。在测定结束后，是否从打印机 4 自动地打印测定结果的设定“自动打印”可从“开”、“关”中选择。

在图 8 中，各项目中划了 underline 的项目，表示当前的设定。该设定如用最下部的图解所示的那样，能够根据跟踪球 6、滚柱 7 及各开关 8~11、下颚支撑部上下移动开关 12、13 的操作进行指示并执行变更。

在测定被检测眼 E 时，被检测者通过将下颚放置在下颚支撑部 5、将额头抵靠在额垫上，来固定面部。为了对于被检测眼 E 将测定部 3 沿光轴 O 对合，操作者操作跟踪球 6 和滚柱 7。跟踪球 6 的操作使测定部 3 相对于被检测眼 E 沿左右和上下方向移动，滚柱 7 使测定部 3 沿前后方向移动，由此进行位置调整。

在该操作中，在装置一侧，能够用 CPU70 接收来自分别连接于跟踪球 6 和滚柱 7 的脉冲计数器或回转式编码器的输出信号，检查操作量和速度。还能够通过各电机驱动器 77、78、79，根据其操作量和速度，驱动上下移动电机 27、前后移动电机 32、左右移动电机 37。

当操作者通过上述操作，能够一边用显示部 1 确认被检测眼 E 的前眼部，一边移动测定部 3，确认被检测眼 E 的瞳孔时，就按下开关面板 2 的测定开始开关 8。由此，装置首先开始相对于被检测眼 E 自动地对测定部 3 进行位置调整的下一个自动对准。

· 自动对准

图 9 是检测者对上述跟踪球 6 和滚柱 7 进行操作后，开始测定的时刻的由二维摄像元件 58 所摄像的被检测眼 E 的前眼部图像。CPU70 暂时将该图像取入到图像存储器 74，计算图像中的较暗部分的面积中心 Dc。在本实施例中，例如将存储器的 1 像素的分辨率设

为 8 位（256 等级）的情况下，将阈值设为 80，将比其更暗的部分作为被检测眼 E 的瞳孔部分检测，计算该较暗部分的面积中心 Dc。

如图 9 所示，在只拍摄被检测眼 E 的瞳孔的一部分时，面积中心 Dc 和瞳孔中心不一致，但如后述的那样，通过根据自动对准功能将测定部 3 移动至中心，被检测眼 E 的瞳孔全部被拍摄，所以，即使在开始自动对准的时刻瞳孔中心和面积中心 Dc 不一致也没有问题。

CPU70 使上下移动电机 27、左右移动电机 37 工作，使测定部 3 上下左右移动，使得计算出的瞳孔图像的面积中心 Dc 与二维摄像元件 58 的中心 58c 一致或进入对准容许范围 Ma 内。在图 9 的情况下，因为被检测眼 E 的瞳孔图像的面积中心 Dc 处于中心 58c 的左上方位置，所以，CPU 驱动电机 27、37，使得使测定部 3 从被检测眼 E 来看沿上方和右方进行移动。

半径 ra 是最终对准容许范围 Ma，半径 rb 是粗对准的目标对准容许范围 Mb。CPU70 进行上述瞳孔的面积中心 Dc 的计算，与中心 58c 的位移方向/位移量的计算，进行测定部 3 的驱动，使位移量小于或等于预定的粗对准容许范围的半径 rb 为止，继续测定部 3 的中心轴 O 和被检测眼 E 的粗对准动作。

当瞳孔的面积中心 Dc 进入粗对准的容许范围 Mb 内、面积中心 Dc 和中心 58c 的距离为半径 rb 以下时，CPU70 将漫反射板 44 插入光路内，并点亮测定光源 49。图 10 是此时的前眼部图像。

如上所述，测定光源 49 的光束暂时将测定光源 40 的像成像在漫反射板上，来自该像的漫反射光束将平行光束投影在被检测眼 E 的角膜 C。该平行光束在角膜 C 被反射，为清楚起见，取角膜 C 的曲率半径的 1/2 的位置为亮点，进行成像。

通过设置在测定部 3 内的对准棱镜光阑 56 的开口部 56a、56b、56c 以及棱镜 59a、59b，将 3 个角膜亮点图像，即亮点 Ta、Tb、Tc 投影在二维摄像元件 58 上。而且，两侧的亮点 Pr、Pl 是前眼部照明光源 60a、60b 的角膜反射的角膜反射点。CPU70 将图 10 的前眼部图像存储在图像存储器 74 中，进行 3 个亮点 Ta、Tb、Tc 的检测。

当能检测出 3 个亮点 Ta、Tb、Tc 时，移动测定部 3，使得中心亮点 Tc 与中心 58c 的方向一致。CPU70 直到亮点 70 进入最终对准容许范围 Ma 内、亮点 Tc 和中心 58c 的距离小于等于半径 ra 为止，如图 11 所示对测定部 3 进行上下/左右的移动之后，使测定部 3 沿前后方向移动，进行焦点方向的位置调整。

CPU70 沿前后方向驱动将测定部 3，使得角膜亮点 Ta、Tb 相对于 Tc 排列在铅直方向，如图 12 所示，以 3 个角膜亮点 Ta、Tb、Tc 在上下方向排成 1 列的状态结束对准。

从这 3 个亮点 Ta、Tb、Tc 的位置关系求出作动距离的方法，即关于测定部 3 的前后的移动方向和角膜亮点 Ta、Tb 的变动的方法，记载在日本特开平 9-84760 号公报中。

当对准结束时，暂时熄灭测定光源 49，以图 13 所示的状态预先测量并存储前眼部照明光源 60a、60b 的角膜反射点 Pr、Pl 的间隔的 d0、d1、d2。从二维摄像元件 58 的中心 58c 向左扫描，检测出亮点的块，并计算其重心，能够由此求出间隔 d1。同样地，从中心 58 向右扫描，并计算重心，能够由此求出间隔 d2。如后述那样，在上下/左右移动了测定部 3 后，用该间隔 d0 进行前后方向的调整，因此需要自动对准完成时的间隔 d0、d1、d2。接下来，转移到测定折射率的动作。

· 折射率测定

为了计算眼折射率，CPU70 将为了自动对准而插在光路中的漫反射板 44 从光路避开。点亮已熄灭的测定光源 49，将测定光束投影到被检测眼 E 的眼底。来自眼底的发射光沿着上述光路，用上述二维摄像元件 53 接收光。所拍摄的眼底图像根据被检测眼 E 的折射率，被分离成 6 块并投影。该 6 块图像由 A/D 转换器 71 进行数字化，存储在图像存储器 72 中。

计算图像存储器 72 所存储的 6 块各自的重心坐标，用众所周知的方法求出通过该 6 块的椭圆的方程式。计算所求出的椭圆的长轴、短轴与长轴的倾斜率，来计算被检测眼 E 的眼折射率。相当于所求出的

椭圆的长轴、短轴的眼折射率值和在二维摄像元件 53 的受光面上的椭圆轴的角度与散光轴之间的关系，预先在装置的制造过程中进行校正。

这样，从所求出的眼折射率值到相当于该折射率值的位置，通过电机驱动器 81 来驱动定视诱导电机 65，移动定视诱导透镜 62，以相当于被检测眼 E 的折射度将定视图 63 呈示给被检测眼 E。此后，将定视诱导透镜 62 以预定量向远处移动，使定视图 63 产生云雾（fogging），再次点亮测定光源 49，测定折射率。这样，反复进行折射率的测定→定视图 63 的云雾→折射率的测定，就能够得到折射率稳定的最终测定值。

虽然在通常情况下，就这样结束眼折射率的测定，但是，在被检测眼 E 的水晶体的中心部分具有白内障的混浊的情况下，即使装置进行动作，使得在上述的自动对准中，总是在相同位置，即在被检测眼 E 的中心对准并进行测定，由于测定光源 49 的投影光束因混浊而没到达眼底，不能用二维摄像元件 58 摄像反射光，所以，即使多次测定还是出现错误，就不能够测定出眼折射率。对这样的被检测眼 E，在本实施例中，转移到下述的手动连续测定的模式，进行手动对准的眼折射率测定。

· 手动连续测定

上述自动对准结束后，在眼折射率测定的阶段为出错的情况下，装置自动地转移到手动连续测定模式。手动连续测定模式是用于操作者使用跟踪球 6 手动地变化测定部 3 的测定位置，在无混浊的位置进行测试的模式，连续地反复进行测试光源 49 的点亮/用二维摄像元件 58 接收光/分析所拍摄的眼底图像/计算折射率。

在手动连续测定模式中，操作者操作跟踪球 6，在被检测眼 E 的瞳孔区域寻找可以测定的位置并进行测定。在将测定部 3 的中心轴 O 移动到没有被检测眼 E 的混浊的部分时，因为能够用二维摄像元件 58 接收来自眼底的反射光并算出眼折射率，所以，就将测定值显示在显

示部 1 上。在因白内障的混浊而光束被遮挡，无法接收对于计算测定值来说已足够的光束时，就在显示部 1 进行错误显示。

在手动连续测定模式中，继续反复进行这样的测定动作，直到能够得到总计 10 个测定值为止。在得到了 10 个测定值时，就停止测定。另外，即使在能够得到的测定值不足 10 个时，在进行了预定次数例如 40 次，测定光源 49 的点亮/眼底图像的分析/计算的动作的时刻，也停止测定。

停止的条件，除上述以外，也可以是以下情况：进入手动连续测定模式后的经过时间、例如以 45 秒为限，在经过了 45 秒的状态下所得到的测定值不足 10 个的情况。

在此期间，因为操作者关注于寻找能够测定的被检测眼 E 的部位，所以，在本实施例的眼折射率仪中，操作者只进行跟踪球 6 的操作，如下所述，前后方向的位置调整、即对焦，使用上述的角膜反射亮点 Pr、Pl 的间隔，装置进行监视/位置调整。

众所周知地，存储在 CPU70 的角膜反射亮点 Pr、Pl 的间隔 d ，当被检测眼 E 与装置的距离远时 just 比 d_0 短，当被检测眼 E 与装置的距离近时 just 比 d_0 长。

操作者操作跟踪球 6，在从自动对准结束时刻开始，将测定部向左移动 Δx ，向上移动 Δy 时，如图 14 所示，检测角膜反射亮点 Pr、Pl 的区域，将从二维摄像元件 58 的传感器的中心 58c 向右偏离 Δx ，向上偏离 Δy 的位置作为中心，扫描向左右偏离了 d_1 、 d_2 的位置的扫描区域 S_r 、 S_l 的范围，求出角膜反射亮点 Pr、Pl 的间隔 d 。

因为当 $d > d_0$ 时被检测眼 E 接近装置，所以，沿着经过测定部 3 从被检测眼 E 离开的方向驱动前后移动电机 32。另外，因为当 $d < d_0$ 时被检测眼 E 离开装置，所以，沿着经过测定部 3 接近被检测眼 E 的方向驱动前后移动电机 32。

CPU70 通过驱动控制前后移动电机 32，使得角膜反射亮点 Pr、Pl 的间隔 d 与 d_0 相等，或者考虑前后方向的容许误差范围，使间隔 d 与 d_0 大致相等，这样就能保持前后方向的对准状态。

如上所述,从跟踪球 6 的操作量确定角膜反射亮点 Pr、Pl 的扫描区域,计算间隔 d ,前后方向的对准状态的监视/维持动作,在手动连续测定模式中操作者操作跟踪球 6,一边探寻测定部位一边进行测定的期间继续进行。

这样,因为能够容易地从跟踪球 6 的操作量来限定检测角膜反射亮点 Pr、Pl 的范围,所以,前后方向的位置偏离的检测和位置调整处理的负担较少,即使连续进行测定,在每次测定处理,即测定光源的点亮、眼底图像的取入、测定值的计算的暂停期间,也可以进行前后方向的位置检测和位置调整。

在本实施例中,因为在如上所述进行手动连续测定的期间,装置监视前后方向的对准状态,所以,为了避免操作者无意中碰到滚柱 7,前后方向的位置出现较大变动的危险,在转移到手动连续测定模式时,使对滚柱 7 的操作指令无效,禁止操作者在前后方向移动测定部 3。为了可以进行操作者的测定部 3 的前后方向的驱动操作,只要结束手动连续测定模式后进入通常测定的待机状态,或按下测定模式选择开关 9 进入到手动测定模式即可。

图 15 是上述的本实施例的手动连续测定时的动作流程图。当移动到手动连续测定模式时,将所能取得的测定值的数初始化(步骤 S1),进行一次折射率测定动作(步骤 S2)。该步骤包括以下过程:点亮测定光源 49,分析从眼底图像用的二维摄像元件 53 获得的图像,计算测定值。

进行是获得了测定值,还是出错了的判定(步骤 S3),在获得了测定值时(步骤 S4),增加一个所能取得的测定值的数 N ,检验是否能取得合计 10 个测定值(步骤 S5)。当所取得的测定值的数 N 达到预定的次数为 10 个时,结束测定(步骤 S6),在不到 10 个时,返回到步骤 S2,反复进行测定动作。

在步骤 S3 未得到测定值而出现错误时,或所得到的测定次数 N 不到 10 个时,求出前眼部照明光源 60a、60b 的亮点 Pr、Pl 的间隔 d (步骤 S7),在间隔 d 比初始值 d_0 还大时(步骤 S8),在离被检测

眼 E 远去的方向，对测定部 3 进行驱动控制（步骤 S9），在间隔 d 比初始值 d0 还小时（步骤 S10），在接近被检测眼 E 的方向，对测定部 3 进行驱动控制（步骤 S11），进行前后方向的对准动作。

从上述跟踪球 6 和滚柱 7 的操作量，求出亮点 Pr、Pl 的间隔 d0 的动作包括在步骤 S7。一边像上述那样进行前后方向的对准动作，一边反复步骤 S2～S5 的测定/测定值的检验，进行连续测定。

在实施例中，说明了在完成自动对准后在眼折射率测定中发生了错误时，自动地转移到手动连续测定模式的例子，但在也可以是如图 16 所示发生了测定错误时，在显示部 1 进行促使向对操作者的手动连续测定模式的转移的显示，例如通过在几秒钟内连续地按下模式选择开关 9，转移到不是普通的手动测定模式的手动连续测定模式那样的系统。

另外，在实施例中，说明了作为上下左右方向的操作装置使用跟踪球 6、作为前后方向的操作装置使用滚柱 7 的情况，但也可适用于例如具有检测操纵杆（joystick）的操作，从该测定值电动地在上下左右和前后方向驱动测定部 3 那样的结构的眼科设备。即，即使是移动到手动连续模式，在进行连续测定的过程中禁止前后方向的操纵杆的驱动指示，对前后方向进行自动对准，也可以获得同样的效果。

通过本眼科设备，可以不用注意前后方向的位置偏离，而容易地进行寻找被检测眼的可测定部位的操作。

另外，即使在操作者不小心碰到指示前后方向的驱动的第 2 驱动指示装置时，也可以防止前后方向的位置偏离。

进一步，若基于通过第 2 驱动指示装置进行了位置调整的前后方向的位置关系，通过对准控制装置进行前后方向的自动对准，则可以实现精度较高的前后的自动对准。

做成通常情况下在自动对准的模式下进行对准和测定，只在发生了错误时切换到手动连续测定的模式，就可以应对任何被检测眼。

像以上说明的那样，通过本发明，能够提供一种容易操作的眼科设备。

在不脱离本发明的精神和范围的前提下，可以有許多明显不同的实施方式，因此，可以理解为，本发明不限于上述具体实施方式，而是用下面的权利要求中来限定。

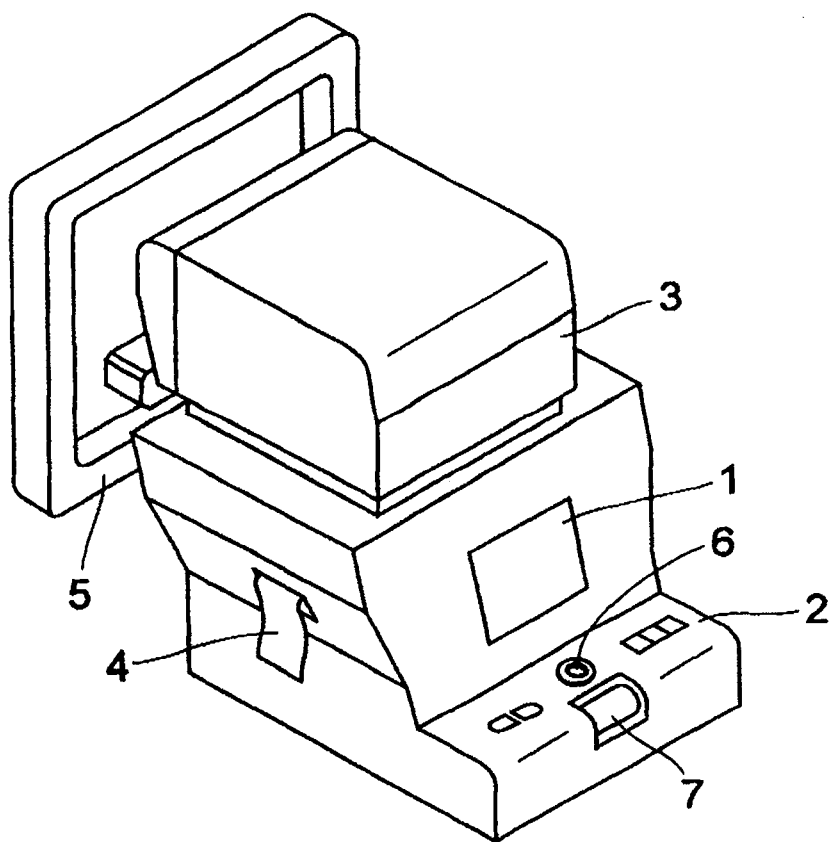


图 1

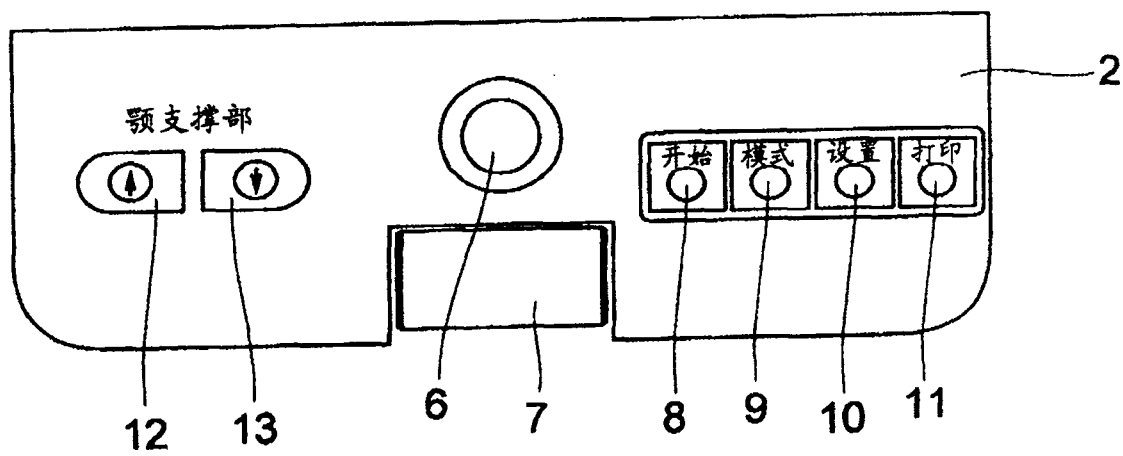


图 2

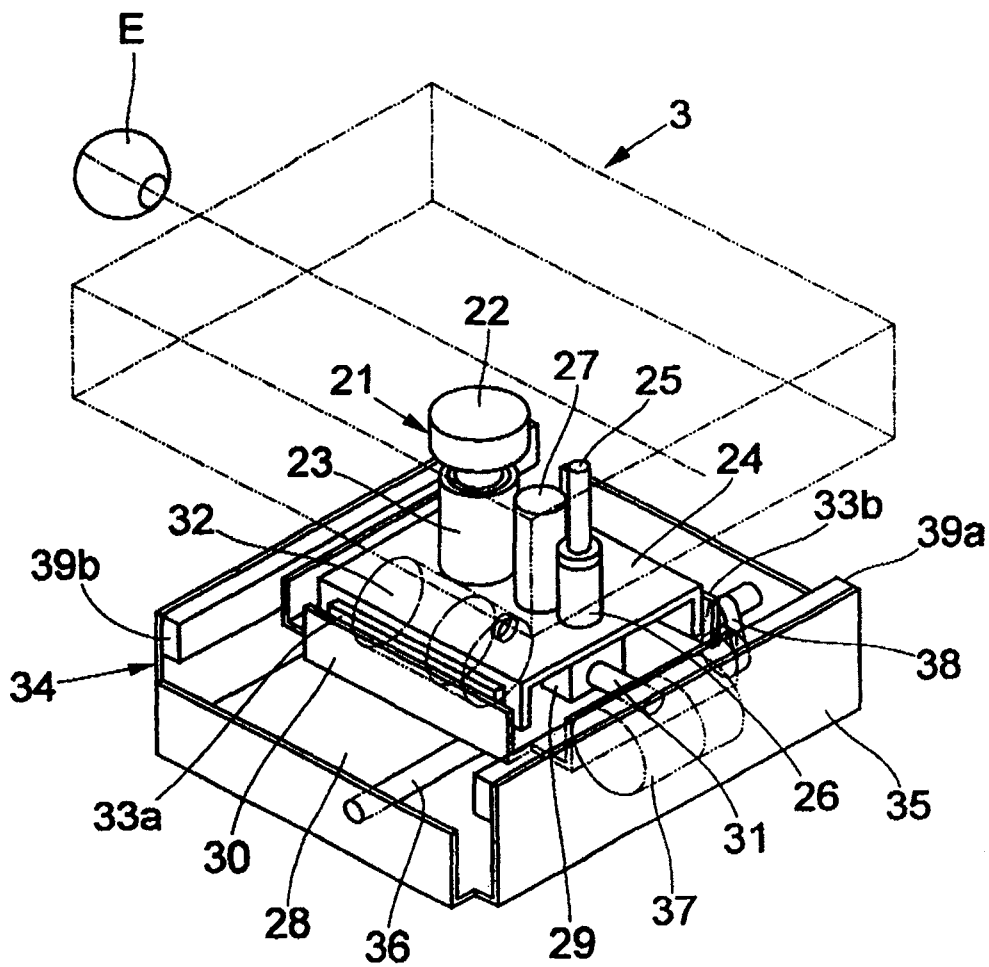


图 3

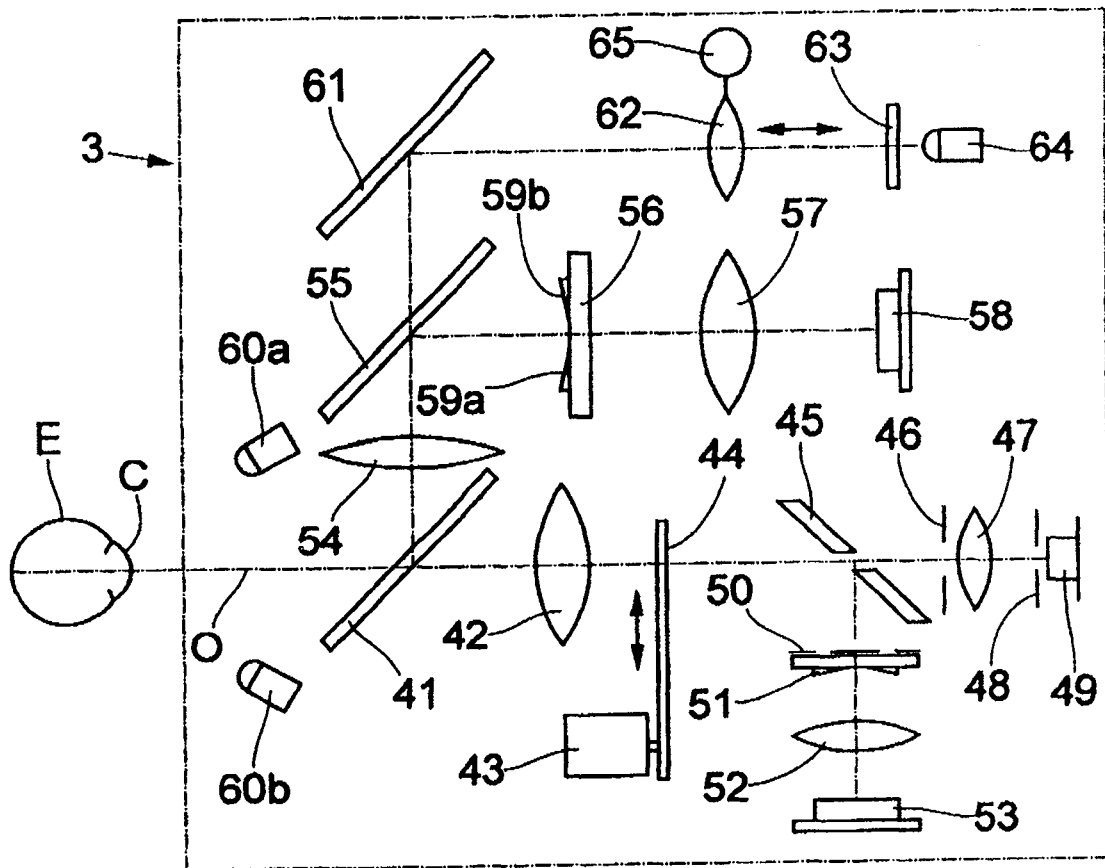


图 4

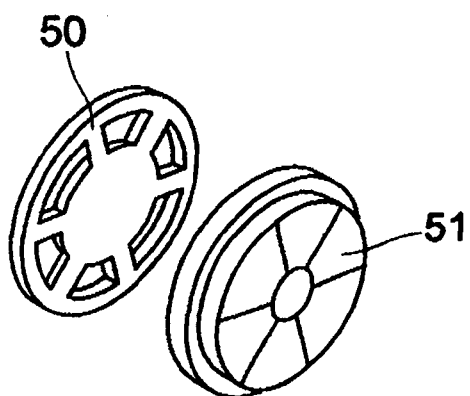


图 5

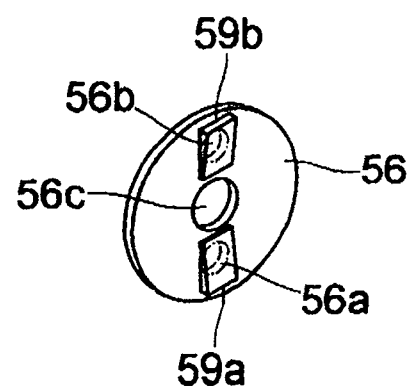


图 6

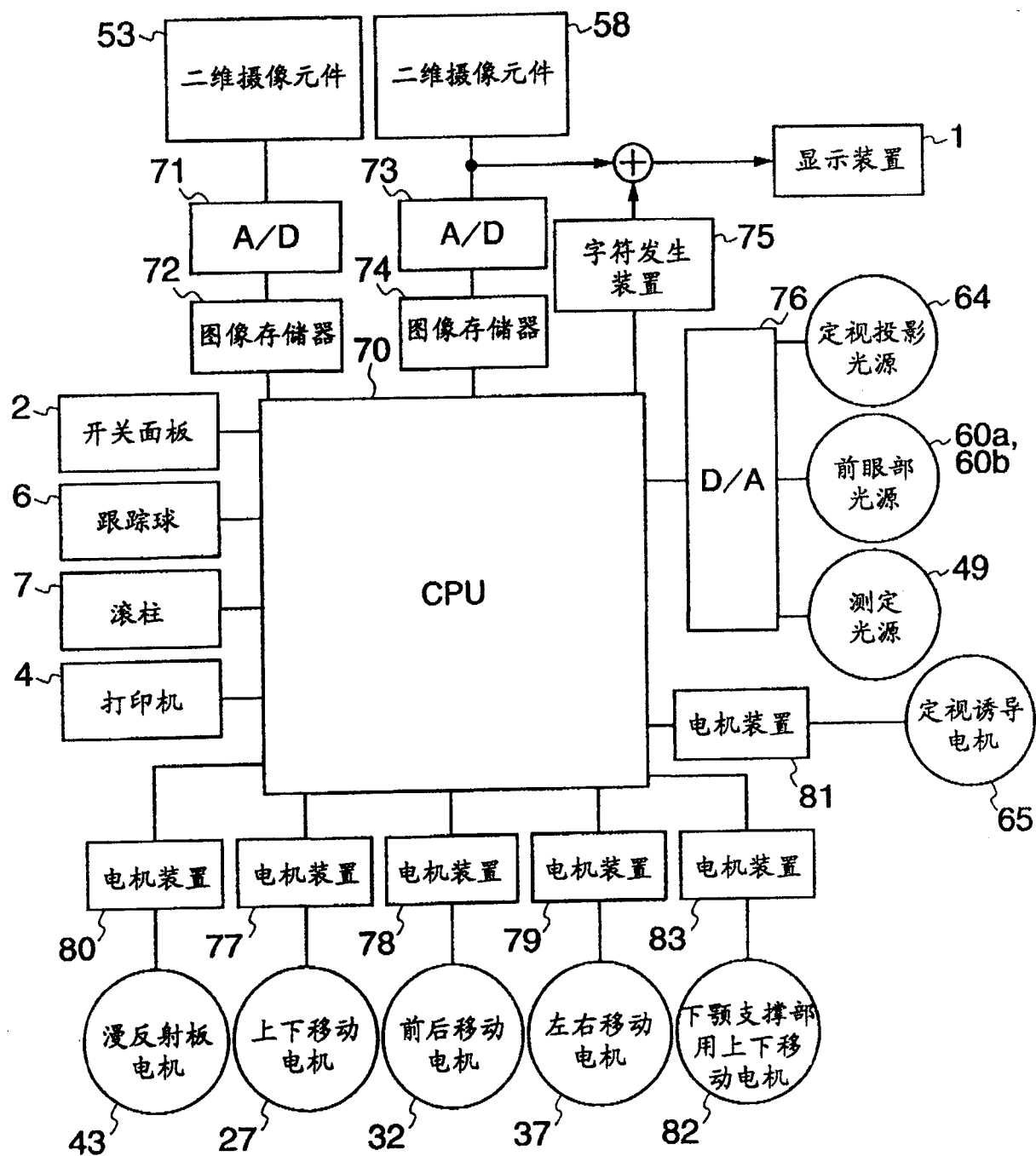


图 7

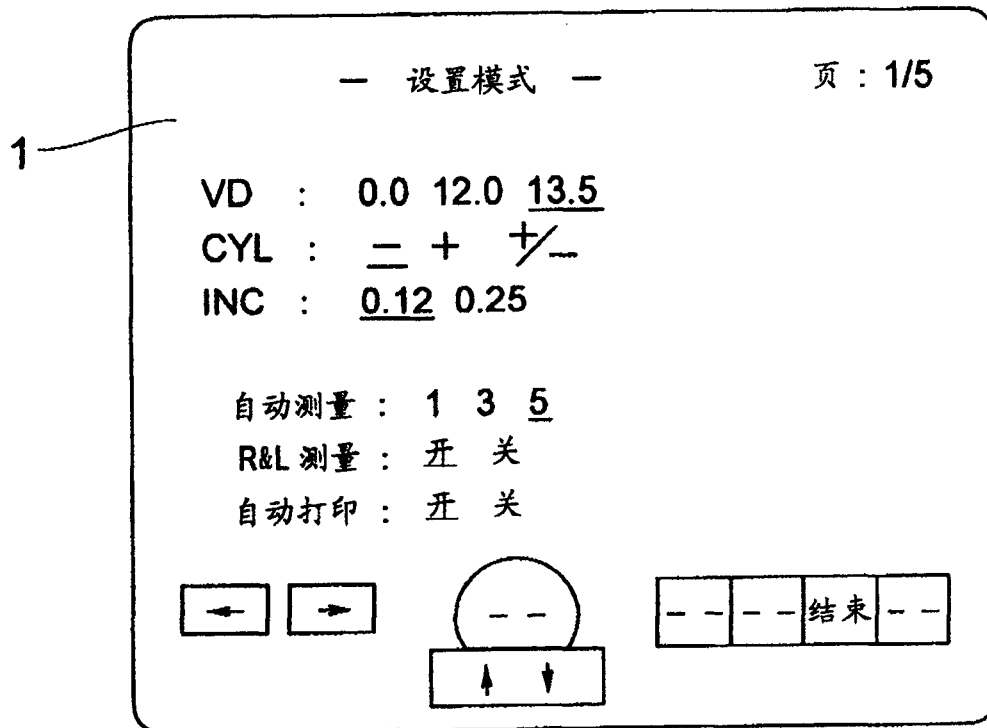


图 8

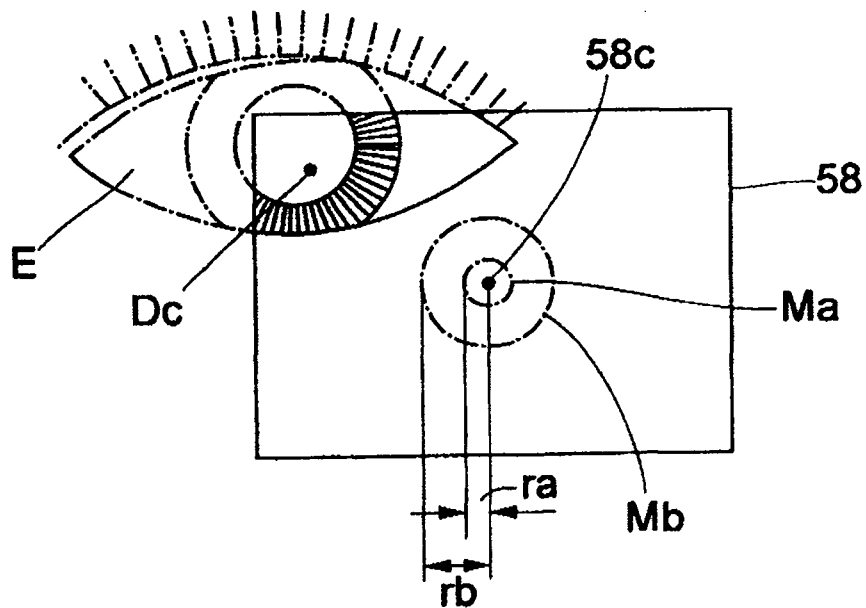


图 9

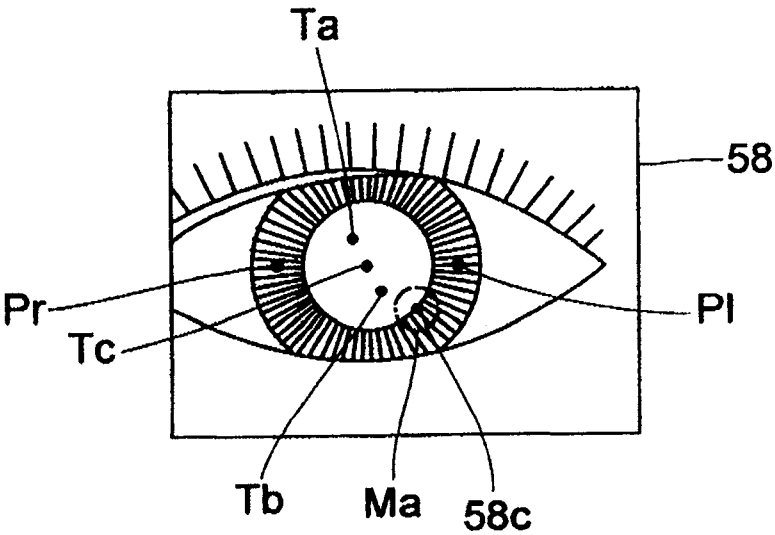


图 10

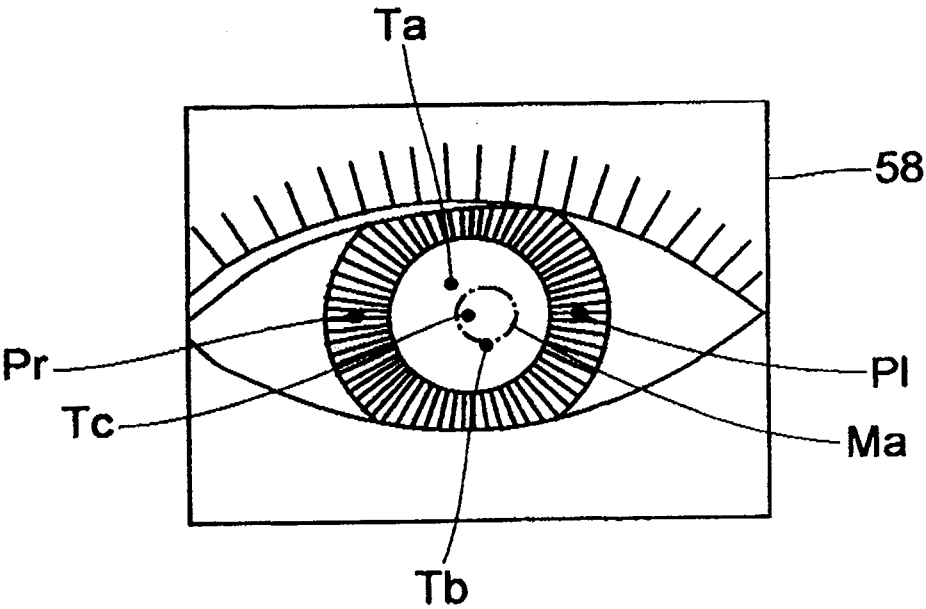


图 11

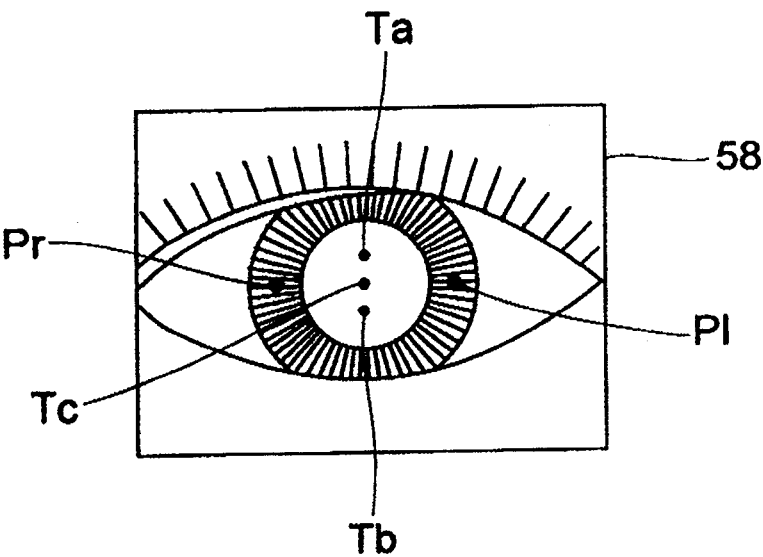


图 12

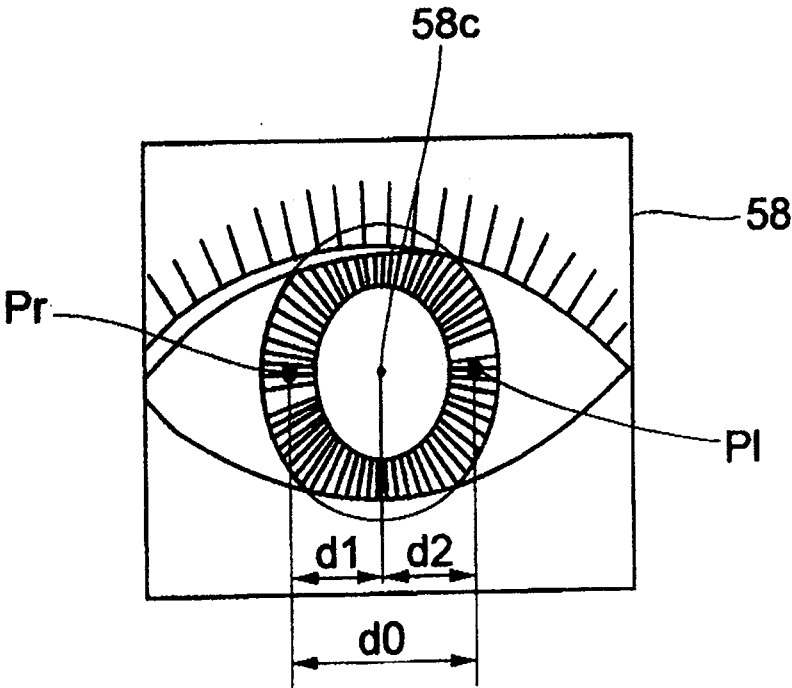


图 13

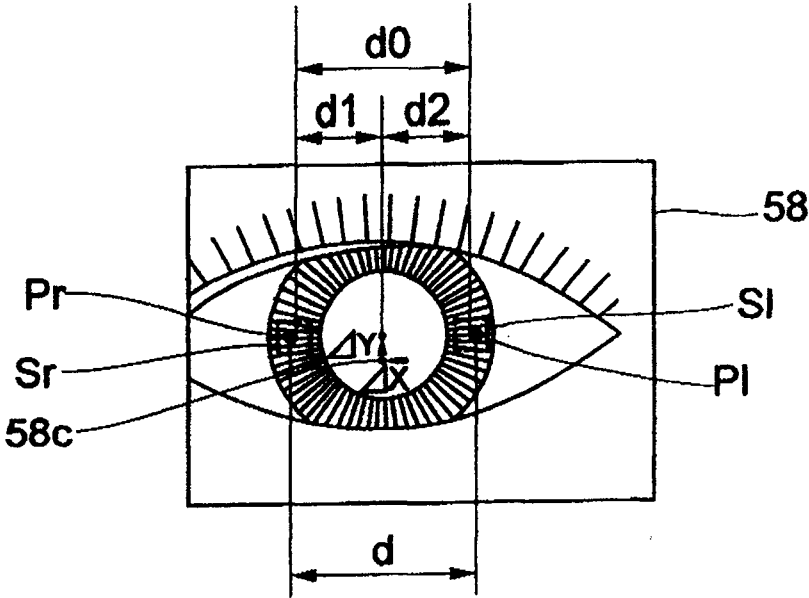


图 14

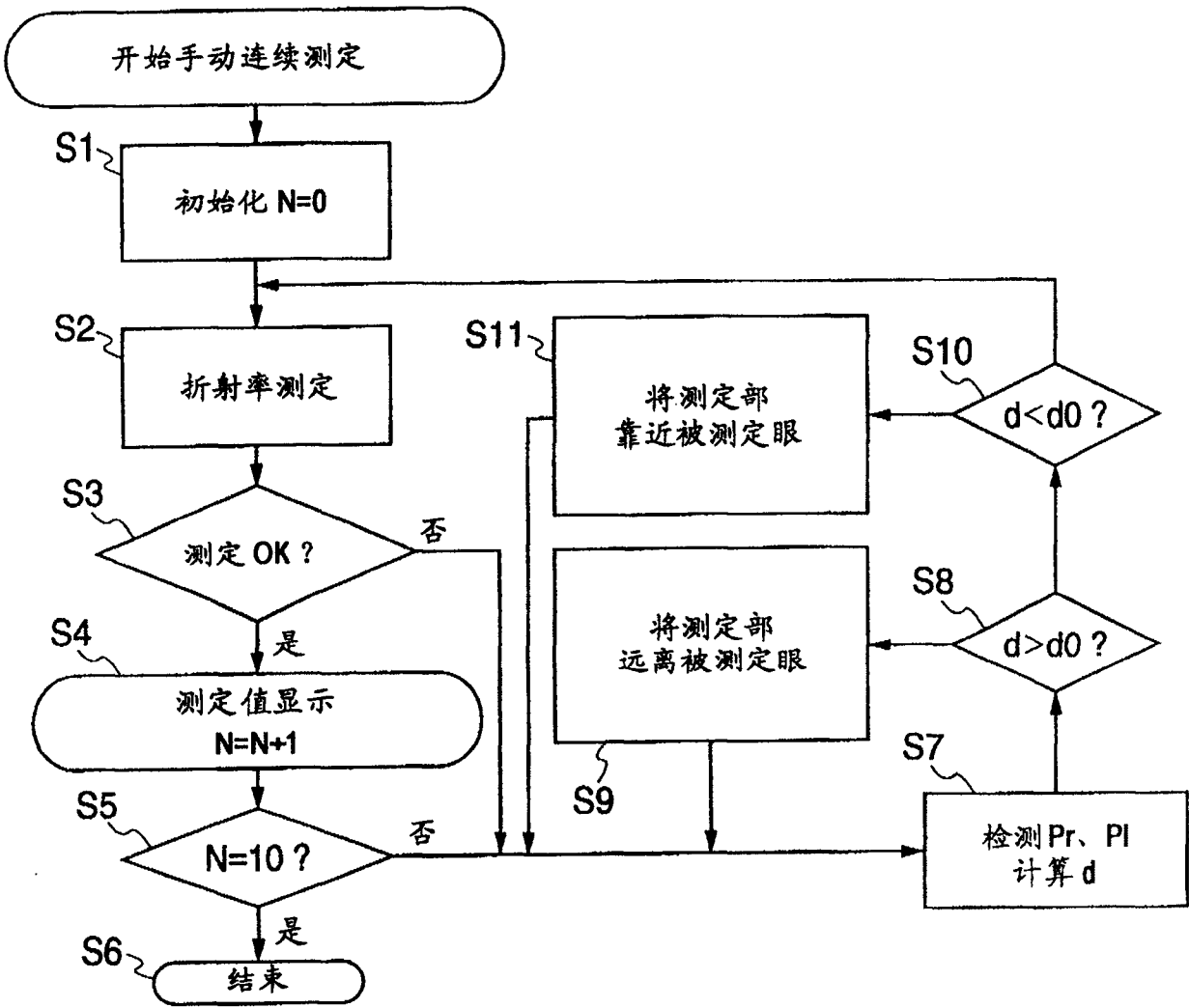


图 15

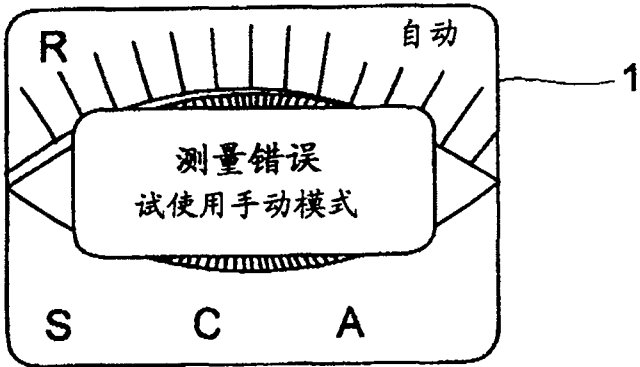


图 16