



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115778312 A

(43) 申请公布日 2023. 03. 14

(21) 申请号 202211105197.6

(22) 申请日 2022.09.09

(30) 优先权数据

2021-148097 2021.09.10 JP

(71) 申请人 株式会社多美

地址 日本爱知县

(72) 发明人 冈本圭一郎

(74) 专利代理机构 北京华夏正合知识产权代理

事务所(普通合伙) 11017

专利代理师 韩登营 栗涛

(51) Int. Cl.

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/107 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

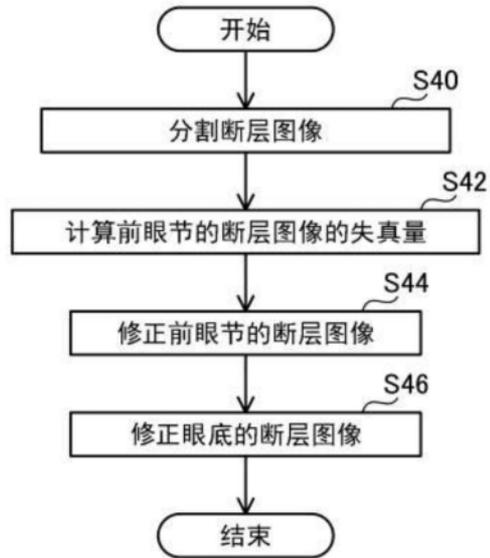
权利要求书2页 说明书19页 附图27页

(54) 发明名称

眼科装置

(57) 摘要

本发明提供一种眼科装置。该眼科装置具有：第1光源，其输出第1光；第2光源，其输出第2光；第1干涉仪，其根据由第1光的反射光得到的第1干涉光获取受检眼的第1范围的断层图像；第2干涉仪，其根据由第2光的反射光得到的第2干涉光获取受检眼的第2范围的断层图像；和控制装置。控制装置对受检眼利用第1光和第2光在同一平面内同时进行扫描，计算所得到的第1断层图像的失真量，根据计算出的失真量修正所得到的第2断层图像。据此，能够通过简单的方法修正分别对受检眼的不同的测定范围获取到的断层图像，由此获取相关性高的断层图像。



1. 一种眼科装置,其特征在于,具有:
第1光源,其输出向受检眼照射的第1光;
第2光源,其输出向所述受检眼照射的第2光;
第1干涉仪,其根据由所述第1光的反射光得到的第1干涉光获取所述受检眼的第1范围的第1断层图像;
第2干涉仪,其根据由所述第2光的反射光得到的第2干涉光,获取与所述受检眼的所述第1范围不同的第2范围的第2断层图像;和
控制装置,
所述控制装置进行以下控制:
对所述受检眼执行特定扫描,该特定扫描是指利用所述第1光和所述第2光在同一平面内同时进行扫描,
计算通过执行所述特定扫描得到的所述第1断层图像的失真量且修正所述第1断层图像,
根据计算出的所述失真量来修正通过执行所述特定扫描得到的所述第2断层图像。
2. 根据权利要求1所述的眼科装置,其特征在于,
作为所述第1光的光路的第1光路和作为所述第2光的光路的第2光路局部重叠,
在所述第1光路和所述第2光路局部重叠的重叠区间,配置有利用所述第1光进行扫描并且利用所述第2光进行扫描的扫描仪,
所述控制装置使用所述扫描仪执行所述特定扫描。
3. 根据权利要求1或2所述的眼科装置,其特征在于,
所述控制装置对所述受检眼以所述第1光和所述第2光通过所述受检眼上的特定位置的方式执行多次所述特定扫描,
在以所述受检眼的所述特定位置为中心的周向上的不同的位置呈放射状分别执行所述特定扫描。
4. 根据权利要求1~3中任一项所述的眼科装置,其特征在于,
所述第1范围包括眼前节,
还具有透镜,该透镜配置在所述扫描仪与所述受检眼之间,
所述扫描仪能够改变从所述第1光源输出的所述第1光向所述受检眼射入的射入位置,
当由所述扫描仪利用所述第1光进行扫描时,以射入所述受检眼的光的行进方向彼此大致平行的方式进行扫描。
5. 根据权利要求1~4中任一项所述的眼科装置,其特征在于,
所述第2范围包括眼底,
所述扫描仪能够改变从所述第2光源输出的所述第2光向所述受检眼射入的射入位置和射入角度,
当由所述扫描仪利用所述第2光进行扫描时,以射入所述受检眼的光的行进方向在所述扫描仪与所述受检眼之间交叉并且在所述受检眼内部大致平行的方式进行扫描。
6. 根据权利要求3~5中任一项所述的眼科装置,其特征在于,
所述控制装置进行以下控制:
计算所述特定扫描中的所述第1光向所述受检眼的所述第1范围所包含的多个部位射

入的射入位置和射入角度，

根据所述射入位置、所述射入角度和所述多个部位各自的折射率来计算所述第1断层图像的所述失真量。

7. 根据权利要求6所述的眼科装置，其特征在于，

所述控制装置进行以下控制：

对所述受检眼以所述第1光和所述第2光通过所述受检眼上的特定位置的方式执行所述特定扫描，

基于根据射入所述特定位置的所述第1光计算出的所述第1断层图像的所述失真量，来修正所述第2断层图像。

8. 根据权利要求1~7中任一项所述的眼科装置，其特征在于，

所述控制装置根据所述第2断层图像确定所述受检眼的特定部位的位置，根据所述特定部位的位置确定所述受检眼的视线方向。

9. 根据权利要求8所述的眼科装置，其特征在于，

所述控制装置计算通过所述特定位置的光的光轴与所确定的所述视线方向之间的角度。

10. 根据权利要求1~9中任一项所述的眼科装置，其特征在于，

所述控制装置根据修正后的第1断层图像和修正后的第2断层图像来计算所述受检眼的眼轴长度。

眼科装置

技术领域

[0001] 本说明书公开的技术涉及一种眼科装置。

背景技术

[0002] 开发出一种分别对受检眼的不同的测定范围获取断层图像的眼科装置。例如，专利文献1的眼科装置能够获取受检眼的眼前节的断层图像和受检眼的眼底的断层图像。该眼科装置具有眼前节用光源和波长不同于眼前节用光源的眼底用光源。在专利文献1中，通过按照测定范围切换这些光源，能够获取各测定范围的断层图像。

[现有技术文献]

[专利文献]

[0003] 专利文献1：日本发明专利公开公报特开2012-75640号

发明内容

[0004] 受检眼内的各部位分别具有固有的曲率、厚度和折射率，因此，根据射入受检眼的光的位置，有时其行进方向发生折射。因此，获取到的受检眼的断层图像可能发生失真。另外，在专利文献1中，由于分别获取受检眼不同的测定范围各自的断层图像，因此，可能产生由于测量中受检眼的状态发生变化而导致测定精度降低的问题。因此，为了修正各断层图像间的失真、位置偏移而获取相关性高的断层图像，需要进行复杂的处理。

[0005] 另外，在专利文献1中，在想要通过利用光进行扫描来同时获取眼前节的断层图像和眼底的断层图像的情况下，若在眼前节扫描和眼底扫描中采用光通过同一光路的光学系统，则各光难以对眼前节和眼底的大范围进行扫描，因此，需要采用通过彼此不同的光路的光学系统。具体而言，例如，需要对眼前节采用远心扫描，且对眼底采用在瞳孔连接中心点(pivot)的同心扫描。在该情况下，由于眼前节和眼底的扫描方式不同，除了获取到的断层图像的坐标轴可能发生偏移以外，还可能由于光射入受检眼内的各部位的射入角度不同而发生断层图像的失真。本说明书提供一种技术，该技术能够通过简单的方法来修正分别对受检眼的不同的测定范围获取到的断层图像，而获取相关性高的断层图像。

[0006] 本说明书所公开的眼科装置具有：第1光源，其输出向受检眼照射的第1光；第2光源，其输出向所述受检眼照射的第2光；第1干涉仪，其根据由所述第1光的反射光得到的第1干涉光，获取所述受检眼的第1范围的第1断层图像；第2干涉仪，其根据由所述第2光的反射光得到的第2干涉光，获取与所述受检眼的所述第1范围不同的第2范围的第2断层图像；和控制装置。所述控制装置进行以下控制：对所述受检眼执行特定扫描，该特定扫描是指利用所述第1光和所述第2光在同一平面内同时进行扫描，计算通过执行所述特定扫描得到的所述第1断层图像的失真量且修正所述第1断层图像，根据计算出的所述失真量来修正通过执行所述特定扫描得到的所述第2断层图像。

[0007] 如上所述，受检眼内的各部位存在固有的曲率及厚度、以及折射率，因此，所得到的断层图像有时与实际的受检眼的形状不同。在上述的眼科装置中，控制装置首先计算第1

断层图像的失真量,修正第1断层图像。在此,在该眼科装置中,利用第1光和第2光在同一平面内同时进行扫描。因此,获取到的第1断层图像和第2断层图像分别为表示受检眼的同一平面内的截面的图像。即,第1断层图像的失真量是与第2断层图像的修正相关联的要素。因此,能够根据第1断层图像的失真量来修正第2断层图像。这样,在该眼科装置中,通过计算第1断层图像的失真量,能够修正第1断层图像,并且能够修正第2断层图像。

附图说明

[0008] 图1是实施例的眼科装置的眼前节OCT干涉仪和眼底OCT干涉仪的概略结构图。

图2是用于说明实施例的眼科装置的眼前节OCT光学系统的图。

图3是示意性表示眼前节OCT光学系统中的光的光路的图。

图4是用于说明实施例的眼科装置的眼底OCT光学系统的图。

图5是示意性表示眼底OCT光学系统中的光的光路的图。

图6是用于说明屈光度测定光学系统中的用于接收从受检眼反射的光的受光系统的图。

图7是用于说明实施例的眼科装置的前置监控器光学系统的图。

图8是用于说明实施例的眼科装置的位置检测光投射系统的图。

图9是用于说明实施例的眼科装置的位置检测受光光学系统的图。

图10是用于说明实施例的眼科装置的固视目标光学系统的图。

图11是表示实施例的眼科装置的控制系统的结构的图。

图12是表示通过实施例的眼科装置执行受检眼的检查的处理的流程图。

图13是表示OCT测定的处理的流程图。

图14是用于说明处理通过眼前节OCT干涉仪得到的干涉信号波形的步骤的图。

图15是用于说明在规定的范围对光射入受检眼的射入位置进行扫描,根据针对各射入位置得到的信息来确定眼前节的各部位的位置的步骤的图。

图16是用于说明眼前节OCT测定中的径向扫描方式的图。

图17是用于说明在规定的范围对光射入受检眼的射入位置进行扫描,根据针对各射入位置得到的信息来确定眼底的各部位的位置的步骤的图。

图18是表示修正断层图像的处理的流程图。

图19是执行分割之后的断层图像的图。

图20是用于说明修正眼前节的断层图像的处理的图。

图21是用于说明修正眼前节的断层图像的处理的图。

图22是用于说明修正眼底的断层图像的处理的图。

图23是用于说明计算眼轴长度的处理的图。

图24是表示B扫描的中心轴的斜率和扫描角的关系一例的图。

图25是用于说明计算修正固视偏差的影响后的眼轴长度的处理的图。

图26是用于说明确定视线方向的处理的图。

图27是用于说明确定视线方向的处理的图。

附图标记说明

1:眼科装置;10:眼前节OCT干涉仪;11:眼底OCT干涉仪;12:眼前节用光源;20:测

定光学系统;26:探测光学系统;30:校正光学系统;40:参照光学系统;50:干涉光学系统;62:眼底用光源;66:测定光学系统;70:参照光学系统;80:干涉光学系统;108:二维扫描仪;200:运算装置。

具体实施方式

[0009] 下面列出本说明书所公开的技术要素。另外,以下的各技术要素是分别独立的有用的技术要素。

[0010] 在本技术的一实施方式中,作为所述第1光的光路的第1光路和作为所述第2光的光路的第2光路可以局部重叠。可以在所述第1光路和所述第2光路局部重叠的重叠区间,配置利用所述第1光进行扫描并且利用所述第2光进行扫描的扫描仪,所述控制装置可以使用所述扫描仪执行所述特定扫描。

[0011] 根据这种结构,能够共用用于利用第1光进行扫描的扫描仪和用于利用第2光进行扫描的扫描仪。因此,能够避免眼科装置内的结构复杂化,并且能够减少零部件数。另外,与为了利用第1光和第2光进行扫描而设置单独的扫描仪的情况相比较,在测定受检眼时无需使扫描仪同步,扫描仪的控制容易。

[0012] 在本技术的一实施方式中,所述控制装置可以对所述受检眼以所述第1光和所述第2光通过所述受检眼上的特定位置的方式执行多次所述特定扫描。也可以在以所述受检眼的所述特定位置为中心的周向上的不同的位置呈放射状分别执行所述特定扫描。

[0013] 根据这种结构,涵盖多个放射角度(即,以特定位置为中心的周向上的多个角度位置)执行以特定位置为中心的特定扫描。即,能够获取多个截面的断层图像,由此能够三维地获取受检眼的断层图像。

[0014] 在本技术的一实施方式中,所述第1范围可以包括眼前节。也可以还具有透镜,该透镜配置在所述扫描仪与所述受检眼之间。也可以为,所述扫描仪能够改变从所述第1光源输出的所述第1光向所述受检眼射入的射入位置。当由所述扫描仪利用所述第1光进行扫描时,可以以射入所述受检眼的光的行进方向彼此大致平行的方式进行扫描。

[0015] 根据这种结构,能够利用第1光适宜地对受检眼的眼前节进行扫描。另外,由于彼此大致平行的光射入受检眼的眼前节,因此能够获取失真少的第1断层图像。

[0016] 在本技术的一实施方式中,所述第2范围也可以包括眼底。也可以为,所述扫描仪能够改变从所述第2光源输出的所述第2光向所述受检眼射入的射入位置和射入角度。当由所述扫描仪利用所述第2光进行扫描时,也可以以射入所述受检眼的光的行进方向在所述扫描仪与所述受检眼之间交叉并且在所述受检眼内部大致平行的方式进行扫描。另外,在本说明书中,“射入受检眼的光的行进方向在扫描仪与受检眼之间交叉”是指,当利用第2光进行扫描时,扫描仪发出的扫描位置(扫描角)不同的第2光的行进方向分别在扫描仪与受检眼之间彼此交叉。

[0017] 根据这种结构,能够利用第2光适宜地对受检眼的眼底进行扫描。另外,在受检眼内部大致平行的光射入受检眼的眼底,因此能够获取到失真少的第2断层图像。

[0018] 在本技术的一实施方式中,所述控制装置也可以进行以下控制:计算所述特定扫描中的所述第1光向所述受检眼的所述第1范围所包含的多个部位射入的射入位置和射入角度,根据所述射入位置、所述射入角度和所述多个部位各自的折射率来计算所述第1断层

图像的所述失真量。

[0019] 射入眼前节的光与透镜的光轴平行。因此,在上述结构中,能够根据光射入第1范围所包含的多个部位(角膜、晶状体等)的射入位置及射入角度、它们的折射率高精度地计算出第1断层图像的失真量。

[0020] 在本技术的一实施方式中,所述控制装置可以对所述受检眼以所述第1光和所述第2光通过所述受检眼上的特定位置的方式执行所述特定扫描,所述控制装置也可以基于根据射入所述特定位置的所述第1光计算出的所述第1断层图像的所述失真量,来修正所述第2断层图像。

[0021] 在这种结构中,射入特定位置时的第1光的光路(轴)和射入特定位置时的第2光的光路(轴)一致,因此,能够利用根据射入特定位置的所述第1光计算出的失真量,适宜地修正第2断层图像。

[0022] 在本技术的一实施方式中,所述控制装置可以根据所述第2断层图像计算所述受检眼的特定部位的位置,也可以根据所述特定部位的位置确定所述受检眼的视线方向。

[0023] 在这种结构中,通过计算第2断层图像内的特定部位的位置,能够根据照射该特定部位的光来确定受检者的视线方向。

[0024] 在本技术的一实施方式中,所述控制装置也可以计算通过所述特定的位置的光的光轴与所确定的所述视线方向之间的角度。

[0025] 在这种结构中,能够确定受检者的视线偏移的程度。

[0026] 在本技术的一实施方式中,所述控制装置也可以根据修正后的第1断层图像和修正后的第2断层图像来计算所述受检眼的眼轴长度。

[0027] 在这种结构中,能够计算出高精度的眼轴长度。

[0028] (实施例)

下面,对实施例所涉及的眼科装置1进行说明。如图1所示,眼科装置1具有:眼前节OCT干涉仪10,其对受检眼E的眼前节进行断层扫描;和眼底OCT干涉仪11,其对受检眼E的眼底进行断层扫描。

[0029] 眼前节OCT干涉仪10被用于通过光干涉断层扫描法(optical coherence tomography, OCT)来拍摄受检眼E的眼前节的断层图像。眼前节OCT干涉仪10采用在傅里叶空间中进行光波的干涉的傅里叶域方式,尤其使用光学扫频OCT(swept-source OCT: SS-OCT),光学扫频OCT是指使用按时间改变波长进行扫描的波长扫描光源来检测频谱干涉信号,对受检眼E的眼前节进行断层扫描。波长扫描光源例如能够使用:利用基于衍射光栅、棱镜等的波长可调滤波器的外部共振器型波长扫描光源、利用共振器长度可调的法布里-珀罗可调滤波器的各种外部共振器型光源。另外,例如,还能够使用波长可调的DBR(Distributed Bragg Reflector:分布式布拉格反射器)激光器、利用MEMS(Micro Electro Mechanical Systems:微电子机械系统)机构的波长可调的面发射激光器(VCSEL(Vertical Cavity Surface Emitting Laser))等。根据由眼前节OCT干涉仪10拍摄到的断层图像,能够测量受检眼E的眼前节的各部(例如,角膜、前房、晶状体等)的形状。另外,眼前节OCT干涉仪10并不限定于SS-OCT,例如,也可以是利用傅里叶域方式的其他OCT(例如,谱域OCT)、傅里叶域方式以外的方式(例如,时域方式)。

[0030] 如图1所示,眼前节OCT干涉仪10具有眼前节用光源12、测定光学系统20、校正光学

系统30、参照光学系统40和干涉光学系统50。

[0031] 眼前节用光源12是波长扫描型的光源,其输出的光的波长(波数)按规定周期发生变化。眼前节用光源12输出长波长的光,例如,其能够输出中心波长在 $0.95\mu\text{m}$ 以上且 $1.80\mu\text{m}$ 以下的光。在本实施例中,眼前节用光源12输出中心波长为 $1.31\mu\text{m}$ 的光。当使用长波长的光时,例如易于透过晶状体的浑浊、睫状体、结膜、巩膜等强散射组织,并且被水吸收较多从而光难以到达眼底,因此,能够照射强光。因此,通过从眼前节用光源12输出中心波长在 $0.95\mu\text{m}$ 以上的光,能够提高到达由散射物质构成的组织的到达度。另外,中心波长在 $0.95\mu\text{m}$ 以上且 $1.80\mu\text{m}$ 以下的光由于因水而发生的色散少,因此,当向受检眼E照射该范围的光时,能够获取画质良好的眼前节OCT图像。另外,通过从眼前节用光源12输出中心波长在 $1.80\mu\text{m}$ 以下的光,能够通过铟镓砷(InGaAs)类的受光元件高灵敏度地测量对象部位。因此,通过从眼前节用光源12输出 $0.95\mu\text{m}$ 以上且 $1.80\mu\text{m}$ 以下的光,能够适宜地拍摄受检眼E的眼前节的断层图像。

[0032] 在眼前节用光源12连接有偏振控制装置14和光耦合器16。因此,从眼前节用光源12输出的光经由偏振控制装置14输入光耦合器16,在光耦合器16例如按9:1的比例分波为测定光和参照光后分别输入测定光学系统20和参照光学系统40。

[0033] 测定光学系统20具有光环行器22、光耦合器24和探测光学系统26。从眼前节用光源12输入测定光学系统20的测定光被输入光环行器22。输入光环行器22的测定光被输入光耦合器24,在光耦合器24例如按99:1的比例进行分波后分别输入探测光学系统26和校正光学系统30。

[0034] 探测光学系统26具有:眼前节OCT光学系统(图2),其对受检眼E的眼前节进行断层扫描;眼底OCT光学系统(图4),其对受检眼E的眼底进行断层扫描;屈光度测定光学系统(图6),其测定受检眼E的屈光力;前置监控器光学系统;位置检测光投光光学系统;位置检测光受光光学系统;固视目标光学系统;校准光学系统(省略图示),其将眼科装置1相对于受检眼E校准为规定的位置关系;和观察光学系统(省略图示),其用于观察受检眼E。校准光学系统和观察光学系统能够利用公知的眼科装置所使用的系统,因此省略对其的详细说明。

[0035] 如图2所示,眼前节OCT光学系统由光纤准直器102、分色镜106、二维扫描仪108、分色镜110、全反射反射镜112、物镜114和分色镜116构成。分色镜106、110、116构成为,反射波长比 $0.90\mu\text{m}$ 长的长波长的光,且使波长比 $0.90\mu\text{m}$ 短的短波长的光透过。

[0036] 从光耦合器24输入探测光学系统26(即,眼前节OCT光学系统)的光被从光纤准直器102射出。光纤准直器102使从眼前节用光源12输出的光成为平行光。通过光纤准直器102变为平行光的光在分色镜106发生反射,且被射入二维扫描仪108。二维扫描仪108使用射入的光在x方向和y方向这两个方向上对受检眼E的眼前节进行扫描。在本实施例中,二维扫描仪108使用电流扫描仪。另外,二维扫描仪108还能够使用电流扫描仪以外的扫描仪,例如还能够使用能进行2轴扫描的MEMS反射镜。从二维扫描仪108射出的光经由分色镜110和全反射反射镜112射入物镜114。射入物镜114的光透过物镜114,在分色镜116发生反射,且被向受检眼E的眼前节(例如,角膜、前房、晶状体等)照射。另外,在分色镜116与受检眼E之间配置有目标部118。目标部118被配置在测量时与受检眼E相向的位置。目标部118被设置于未图示的壳体,在该壳体内收装有探测光学系统26。

[0037] 被受检眼E的眼前节反射的光在与上述的路径相反的路径中前进,且被射入光纤

准直器102。然后,如图1所示,再次经由光耦合器24输入光环行器22。输入光环行器22的测定光被输入干涉光学系统50的光耦合器52。

[0038] 根据上述说明可知,在眼前节OCT光学系统中,光路L3、光路L4的一部分(详细而言,分色镜106与二维扫描仪108之间的范围)、光路L5、光路L6、光路L8(即,全反射反射镜112与分色镜116之间的范围)和光路L12成为光通过的路径。

[0039] 如上所述,在测定光学系统20的光耦合器24分波的光被输入校正光学系统30。如图1所示,校正光学系统30具有透镜32、35、38、分色镜34、反射镜39和校正用反射镜36。从光耦合器24输入校正光学系统30的光从未图示的光纤准直器射出,经由透镜32透过分色镜34,经由透镜35射入校正用反射镜36。被校正用反射镜36反射的校正光在与上述的路径相反的路径中前进,被输入光纤准直器,再经由光耦合器24输入光环行器22。输入光环行器22的校正光被输入干涉光学系统50的光耦合器52。另外,在后述的眼底OCT干涉仪11中使用校正光学系统30的透镜38和反射镜39。

[0040] 另一方面,如上所述,在光耦合器16分波的参照光被输入参照光学系统40。参照光学系统40具有光环行器42、透镜44、47、衰减器46和参照反射镜48。从眼前节用光源12输入参照光学系统40的参照光被输入光环行器42。输入光环行器42的参照光被从未图示的光纤准直器射出,经由透镜44、47射入参照反射镜48。通过0点调整机构(省略图示)来调整从眼前节用光源12输出的参照光的光程。另外,0点(还被称为零延迟线或者相干门)调整机构能够使用公知的眼科装置所使用的结构,因此省略对其的详细说明。被参照反射镜48反射的参照光再次被射入光纤准直器,输入光环行器42。输入光环行器42的参照光被输入干涉光学系统50的光耦合器52。

[0041] 干涉光学系统50具有光耦合器52、受光元件54和信号处理器56。在光耦合器52中,被受检眼E反射的测定光和由参照光学系统40生成的参照光进行合波,合波得到的测定用干涉光被输入受光元件54。另外,在光耦合器52中,由校正光学系统30生成的校正光和由参照光学系统40生成的参照光进行合波,合波得到的校正用干涉光被输入受光元件54。受光元件54例如能够使用InGaAs类的元件,在受光元件54中,测量测定用干涉光和校正用干涉光的每种波长的干涉。并且,将与测量到的干涉光的强度对应的干涉信号输入信号处理器56。信号处理器56对获取到的干涉信号进行采样。信号处理器56能够使用公知的数据收集装置(所谓的DAQ)。采样后的干涉信号被输入后述的运算装置200。运算装置200对干涉信号进行傅里叶变换等处理,获取沿着扫描线的眼前节的断层图像。

[0042] 参照图3对眼前节OCT光学系统中的扫描进行说明。图3表示从光纤准直器102射出的光被照射到受检眼E的光路,仅图示出配置在光路上的一部分光学部件(即,分色镜106、二维扫描仪108、物镜114),其他光学部件省略图示。如图3所示,在眼前节OCT光学系统中,二维扫描仪108被配置在物镜114的后侧焦点。因此,通过二维扫描仪108进行扫描的光与光轴(光路L12)平行地照射受检眼E。即,在眼前节OCT光学系统中为远心扫描,当对受检眼E进行断层扫描时,能够获取到失真少的图像。另外,光纤准直器102内部的光纤端面配置在与受检眼E的眼前节共轭的位置。据此,能够使从光纤准直器102射出的光会聚到受检眼E的眼前节。因此,能够通过眼前节OCT光学系统适宜地对受检眼E的眼前节进行断层扫描。

[0043] 接着,对眼底OCT干涉仪11进行说明。眼底OCT干涉仪11被用于通过光干涉断层扫描法拍摄受检眼E的眼底。眼底OCT干涉仪11采用在傅里叶空间进行光波的干涉的傅里叶域

方式,尤其使用谱域OCT(SD-OCT),谱域OCT(SD-OCT)是指使用输出宽带波长的光的波长固定光源和分光器检测频谱信息,对受检眼E的眼底进行断层扫描。根据由眼底OCT干涉仪11拍摄到的断层图像,能够测量受检眼E的眼底的各部(例如,视网膜、脉络膜等)的形状。另外,眼底OCT干涉仪11并不限于SD-OCT,例如,也可以是利用傅里叶域方式的其他OCT(例如,SS-OCT)、傅里叶域方式以外的方式(例如,时域方式)。

[0044] 如图1所示,眼底OCT干涉仪11具有眼底用光源62、测定光学系统66、校正光学系统30、参照光学系统70和干涉光学系统80。

[0045] 眼底用光源62是波长固定型的光源。眼底用光源62输出具有与从眼前节用光源12输出的光不同的中心波长的光,例如能够输出中心波长在 $0.40\mu\text{m}$ 以上且 $1.15\mu\text{m}$ 以下的光。另外,例如,眼底用光源62也可以输出在与眼前节用光源12输出的光的半宽(halfwidth)的波长范围不同的波长范围内具有半宽的光。在本实施例中,眼底用光源62输出中心波长为 $0.83\mu\text{m}$ 的光。中心波长在 $0.40\mu\text{m}$ 以上且 $1.15\mu\text{m}$ 以下的光在眼球内的透过率高。因此,通过从光源输出中心波长在 $0.40\mu\text{m}$ 以上且 $1.15\mu\text{m}$ 以下的光,能够将该光充分地照射到受检眼E的眼底。另外,硅类的受光元件对中心波长在 $0.40\mu\text{m}$ 以上且 $0.95\mu\text{m}$ 以下的光的灵敏度高。另外,中心波长在 $0.95\mu\text{m}$ 以上且 $1.15\mu\text{m}$ 以下的光由于因水而发生的波长色散少,因此,当向受检眼E照射该范围的光时,能够获取画质良好的眼底OCT图像。因此,通过从光源输出中心波长在 $0.40\mu\text{m}$ 以上且 $1.15\mu\text{m}$ 以下的光,能够适宜地拍摄受检眼E的眼底的断层图像。

[0046] 在眼底用光源62上连接有光耦合器64。因此,从眼底用光源62输出的光被输入光耦合器64,在光耦合器64中例如按9:1的比例分波为测定光和参照光后分别输入测定光学系统66和参照光学系统70。

[0047] 测定光学系统66具有光耦合器68和探测光学系统26。从眼底用光源62输入测定光学系统66的测定光被输入光耦合器68,在光耦合器68中例如按99:1的比例进行分波后分别输入探测光学系统26和校正光学系统30。

[0048] 如图4所示,眼底OCT光学系统由光纤准直器120、透镜121、透镜122、偏振分束器124、分色镜106、二维扫描仪108、分色镜110、分色镜126、物镜128和分色镜116构成。分色镜126构成为,使波长比 $0.90\mu\text{m}$ 长的长波长的光透过,且反射波长比 $0.90\mu\text{m}$ 短的短波长的光。

[0049] 从光耦合器68输入探测光学系统26(即,眼底OCT光学系统)的光被从光纤准直器120射出,透过透镜121、透镜122、偏振分束器124、分色镜106,射入二维扫描仪108。二维扫描仪108使用射入的光在x方向和y方向这两个方向对受检眼E的眼底进行扫描。从二维扫描仪108射出的光透过分色镜110,在分色镜126发生反射后射入物镜128。射入物镜128的光透过物镜128,且透过分色镜116,照射受检眼E的眼底(例如,视网膜、脉络膜等)。

[0050] 在受检眼E的眼底发生反射的测定光在与上述的路径相反的路径中前进,射入光纤准直器120。然后,如图1所示,再次经由光耦合器68输入光耦合器64。输入光耦合器64的测定光被输入干涉光学系统80。

[0051] 根据上述说明明显可知,在眼底OCT光学系统中,光路L4、光路L5、光路L9、光路L10和光路L12成为光通过的路径。因此,在眼前节OCT光学系统和眼底OCT光学系统中,光路L4的一部分(详细而言,分色镜106与二维扫描仪108之间的范围)、光路L5和光路L12的一部分为重叠的路径,光路L8、光路L6和光路L3仅为眼前节OCT光学系统的光的路径,光路L4的其他部分、光路L9和光路L10仅为眼底OCT光学系统的光的路径。

[0052] 如上所述,在测定光学系统66的光耦合器68分波的光被输入校正光学系统30。如图1所示,输入校正光学系统30的光从未图示的光纤准直器射出,经由透镜38、反射镜39在分色镜34发生反射,经由透镜35被射入校正用反射镜36。被校正用反射镜36反射的校正光再次经由透镜35、分色镜34、反射镜39和透镜38射入光纤准直器,经由光耦合器68、64被输入干涉光学系统80。

[0053] 另一方面,如上所述,在光耦合器64分波的参照光被输入参照光学系统70。参照光学系统70具有透镜72、74和参照反射镜76。从眼底用光源62输入参照光学系统70的参照光从未图示的光纤准直器射出,经由透镜72、74射入参照反射镜76。通过0点调整机构(省略图示)调整从眼底用光源62输出的参照光的光程。被参照反射镜76反射的参照光被再次射入光纤准直器,经由光耦合器64被输入干涉光学系统80。

[0054] 干涉光学系统80具有透镜82、88、衍射光栅84、棱镜86和受光元件89。在干涉光学系统80中,从受检眼E反射的测定光和由参照光学系统70生成的参照光进行合波,合波后的测定用干涉光被输入受光元件89。另外,由校正光学系统30生成的校正光和由参照光学系统70生成的参照光进行合波,合波后的校正用干涉光被输入受光元件89。具体而言,测定用干涉光和校正用干涉光从未图示的光纤准直器射出,经由透镜82通过衍射光栅84。据此,各干涉光被分离为波长谱。然后,分离的各光射入棱镜86,据此从相对于波长呈线性的频谱数据转换为相对于波数呈线性的频谱数据(波数谱)。然后,在棱镜86中被转换为波数谱的各光经由透镜88输入受光元件89。受光元件例如能够使用线性传感器(CCD摄像头等)。在受光元件89中,测量测定用干涉光和校正用干涉光的每种波数的干涉。然后,将与测量到的干涉光的强度对应的干涉信号输入后述的运算装置200。运算装置200对干涉信号进行傅里叶变换等处理,获取沿扫描线的眼底的断层图像。

[0055] 参照图5对眼底OCT光学系统中的扫描进行说明。图5表示从光纤准直器120射出的光照射到受检眼E的光路,仅图示出配置在光路上的一部分光学部件(即,透镜121、透镜122、分色镜106、二维扫描仪108、物镜128),其他的光学部件省略图示。另外,二维扫描仪108配置在同受检眼E与物镜128之间的位置P共轭的位置。因此,在眼底OCT光学系统中,由二维扫描仪108进行扫描的光在物镜128与受检眼E之间的范围内与眼科装置1的光轴(光路L12)交叉。即,在眼底OCT光学系统中,执行在受检眼E的近前连接中心点的扫描。另外,在眼底OCT光学系统中,以在物镜128与受检眼E之间交叉的光在射入受检眼E的内部时与眼科装置1的光轴平行的方式来设定中心点的位置P。即,在眼底OCT光学系统中,该中心点的位置P设定为,与将受检眼E看作1个透镜时的该透镜的后侧焦点一致。因此,在眼底OCT光学系统中,通过二维扫描仪108进行扫描的光与眼科装置1的光轴平行地到达眼底。即,在眼底OCT光学系统中,为远心扫描,当对受检眼E进行断层扫描时,能够获取到失真少的图像。连接中心点的位置并没有特别地限定,例如设为受检眼E的角膜前方5~25mm。另外,例如,在针对受检眼E的一般的屈光力(约60D)和焦距(约17mm)设定连接中心点的位置的情况下,基于角膜侧的主点位置为角膜顶点的前方约2mm,能够将连接该中心点的位置设为受检眼E的角膜前方约15mm。

[0056] 另外,光纤准直器120内部的光纤的端面配置在与受检眼E的眼底共轭的位置。据此,能够使从光纤准直器120射出的光会聚到受检眼E的眼底。另外,通过驱动后述的焦点调整机构142,能够变更透镜121的位置。据此,能够按照受检眼E的屈光力使从光纤准直器120

射出的光会聚到受检眼E的眼底。因此,能够通过眼底OCT光学系统,适宜地对受检眼E的眼底进行断层扫描。

[0057] 接着,对屈光度测定光学系统进行说明。屈光度测定光学系统是用于测量受检眼E的屈光力的光学系统。屈光度测定光学系统的向受检眼E投射光的光投射系统具有与眼底OCT光学系统的光投射系统相同的结构。因此,对屈光度测定光学系统的受光系统进行说明。如图6所示,屈光度测定光学系统的受光系统由分色镜116、物镜128、分色镜126、分色镜110、二维扫描仪108、分色镜106、偏振分束器124、透镜130、反射镜132、光圈134、透镜136、环形透镜138、二维传感器140、焦点调整机构142和雾视机构(省略图示)构成。

[0058] 在屈光度测定光学系统的受光系统中,来自受检眼E的反射光经由分色镜116、物镜128、分色镜126、分色镜110、二维扫描仪108、分色镜106向偏振分束器124照射。在受检眼E的眼底散射的光中仅S偏振分量被偏振分束器124反射,且其经由透镜130被向反射镜132照射。被向反射镜132照射的光透过光圈134、透镜136、环形透镜138,在二维传感器140的检测面呈环状成像。根据由二维传感器140成像的环形图像来计算受检眼E的屈光力。另外,在本实施例中,通过使用环形透镜138,使在受检眼E的眼底散射的光在二维传感器140的受光面上呈环状成像,但并不限于这种例子,例如,也可以代替环形透镜138而使用透镜阵列,在二维传感器140的受光面上成像点状图案。由二维传感器140检测(拍摄)到的图像被输入运算装置。

[0059] 另外,屈光度测定光学系统具有焦点调整机构142。焦点调整机构142具有透镜121、光圈134、透镜136、环形透镜138和驱动装置(省略图示),该驱动装置使二维传感器140沿光轴(光路L1、L4)的方向一体地移动。焦点调整机构142通过驱动驱动装置,按照受检眼E的屈光力使光纤准直器120内部的光纤端面的位置和二维传感器140的位置向与受检眼E的眼底共轭的位置移动,由此能够高精度地进行屈光度测定。

[0060] 另外,屈光度测定光学系统具有二维扫描仪108。二维扫描仪108使测定光束在受检眼E的瞳孔上以光轴为中心呈圆形进行扫描。据此,能够避开由于白内障等导致的浑浊部位来进行测定,并且能够抑制由于使用可干涉性高的光源而产生的斑点噪声。并且,屈光度测定光学系统的一部分具有与眼底OCT光学系统相同的结构,因此,测定光束在受检眼E的内部在保持与测定光轴隔开规定距离的位置的状态下呈圆形进行扫描,且到达眼底。据此,能够与受检眼E的眼轴长度无关,而根据大致一定的位置的来自眼底的反射光来测量受检眼E的屈光力,因此能够高精度地进行屈光度测定。

[0061] 接着,对前置监控器光学系统进行说明。如图7所示,前置监控器光学系统由LED144、146、分色镜116、物镜114、全反射反射镜112、分色镜110、光圈148、透镜150和二维传感器152构成。

[0062] LED144、146配置在受检眼E的斜前方,照亮受检眼E的眼前节。LED144、146向受检眼E照射中心波长为 $0.76\mu\text{m}$ 的光。被受检眼E反射的光在分色镜116发生反射,透过物镜114,在全反射反射镜112发生反射,透过分色镜110、光圈148、透镜150,在二维传感器152上成像眼前节的正面图像。由二维传感器152拍摄到的受检眼E的眼前节像被显示在未图示的显示装置上。另外,光圈148被配置于物镜114的后侧焦点,即使眼前节图像发生散焦,图像倍率也不会发生变化。

[0063] 接着,对位置检测光投光光学系统进行说明。如图8所示,位置检测光投光光学系

统由LED154、透镜156、分色镜158、分色镜126、物镜128和分色镜116构成。LED154射出中心波长为0.94 μm 的光。从LED154射出的光透过透镜156、分色镜158、126、物镜128、分色镜116，照射受检眼E的角膜。照射到受检眼E的光在受检眼E的角膜表面发生镜面反射，在角膜顶点的延长线上形成LED154的发光面的虚像。

[0064] 接着，对位置检测光受光光学系统进行说明。位置检测光受光光学系统检测与光轴（光路L12）正交的方向（横向）的角膜顶点位置，并且检测光轴方向（进深方向）的角膜顶点位置。如图9所示，位置检测光受光光学系统由透镜160及二维传感器162、和透镜164及二维传感器166构成。透镜160和二维传感器162配置在受检眼E的斜前方。透镜164和二维传感器166也配置在受检眼E的斜前方。透镜164及二维传感器166、和透镜160及二维传感器162配置在相对于光轴（光路L12）对称的位置。在略微从受检眼E的角膜顶点偏移的位置发生反射的光斜向反射，透过透镜160，LED154的发光面的虚像投影到二维传感器162。同样，在略微从受检眼E的角膜顶点偏移的位置发生反射的光透过透镜164，LED154的发光面的虚像投影到二维传感器166。在本实施例的眼科装置中，根据由二维传感器162、166检测到的LED154的发光面的虚像，检测与光轴（光路L12）正交的方向（横向）的角膜顶点位置，并且检测光轴方向（进深方向）的角膜顶点位置。

[0065] 当根据二维传感器162和二维传感器166的检测结果来检测受检眼E的角膜顶点的位置时，通过未图示的驱动装置驱动收装探测光学系统26的壳体，将壳体相对于受检眼E的角膜顶点定位在测定位置。据此，相对于受检眼E将目标部118定位，且将探测光学系统26的物镜114、128定位。当目标部118（探测光学系统26的物镜114、128等）相对于受检眼E被定位时，在获取受检眼E的眼前节的断层图像、眼底断层图像和屈光力的期间，目标部118、物镜114、128等的位置相对于受检眼E不会发生变化。

[0066] 接着，对固视目标光学系统进行说明。如图10所示，固视目标光学系统由LED168、透镜170、反射镜172、分色镜158、126、物镜128和分色镜116构成。LED168射出白色光。来自LED168的光透过打印有用于使受检者固视的记号的图像胶片，在反射镜172发生反射。被反射镜172反射的光在分色镜158发生反射，透过分色镜126、物镜128、分色镜116向受检眼E照射。另外，LED168和图像胶片能够沿光轴方向（沿光路L20的方向）移动，且被按照受检眼E的屈光力而调整位置。

[0067] 如上所述，本实施例的眼科装置1中，在眼前节OCT光学系统的光路和眼底OCT光学系统的光路重叠的重叠光路上配置有二维扫描仪108。即，通过二维扫描仪108进行眼前节OCT光学系统中的扫描和眼底OCT光学系统中的扫描双方。因此，能够避免眼科装置1内的结构复杂化，并且能够减少零部件数。并且，与为了利用从眼前节用光源12输出的光和从眼底用光源62输出的光进行扫描而设置单独的扫描仪的情况相比较，无需在测定受检眼E时使扫描仪同步，扫描仪的控制变得容易。

[0068] 接着，参照图11对本实施例的眼科装置1的控制系统的结构进行说明。如图11所示，眼科装置1由运算装置200来控制。运算装置200由包括CPU、ROM、RAM等的计算机构成。在运算装置200上连接有眼前节OCT干涉仪10内的眼前节用光源12、受光元件54及信号处理器56、眼底OCT干涉仪11内的眼底用光源62及受光元件89、二维扫描仪108、二维传感器140、焦点调整机构142和触摸屏显示器174。

[0069] 运算装置200控制眼前节用光源12的开启/关闭，并且驱动二维扫描仪108，据此用

照射到受检眼E的眼前节的光进行扫描。另外,向运算装置200输入由信号处理器56采样后的干涉信号。运算装置200通过对该干涉信号进行傅里叶变换生成断层图像,确定受检眼E的眼前节的各部位(例如,角膜、前房、晶状体等)的位置,计算眼前节的各组织的形状。

[0070] 同样,运算装置200控制眼底用光源62的开启/关闭,并且驱动二维扫描仪108,据此用照射到受检眼E的眼底的光进行扫描。另外,向运算装置200输入与由受光元件89检测到的干涉光的强度对应的干涉信号。运算装置200通过对来自受光元件89的干涉信号进行傅里叶变换来生成断层图像,确定受检眼E的眼底的各部位(例如,视网膜、脉络膜等)的位置,计算眼底的各组织的形状。

[0071] 另外,向运算装置200输入由二维传感器140检测到的电气信号(拍摄到的图像),运算装置200根据输入的图像计算受检眼E的屈光力。输入运算装置200的数据、计算结果被存储在存储器(省略图示)中。另外,运算装置200通过修正所生成的眼前节和眼底的断层图像来计算眼前节和眼底的形状。然后,运算装置200根据计算出的各形状来计算受检眼E的眼轴长度。在后面叙述断层图像的修正和眼轴长度的计算。

[0072] 并且,运算装置200控制触摸屏显示器174。触摸屏显示器174作为显示部发挥作用,并且作为输入部发挥作用,其中,所述显示部向检查者提供与受检眼E的测量结果相关的各种信息,所述输入部受理来自检查者的指示。例如,触摸屏显示器174能够显示由运算装置200生成的受检眼E的眼前节及眼底的断层图像、修正后的眼前节及眼底的断层图像、计算出的屈光力、通过其他扫描获取到的数据等。另外,例如,触摸屏显示器174能够输入眼科装置1的各种设定。另外,本实施例的眼科装置1具有触摸屏显示器174,但只要构成为能够进行上述的信息的显示和输入即可,也可以构成为具有显示器和输入装置(例如,鼠标、键盘等)。

[0073] 另外,在本实施例中,运算装置200同时执行由上述的眼前节用光源12向受检眼E的眼前节照射光、和由眼底用光源62向受检眼E的眼底照射光。即,运算装置200通过在来自眼前节用光源12的光和来自眼底用光源62的光双方射入二维扫描仪108的状态下驱动二维扫描仪108,来获取由眼前节得到的干涉信号和由眼底得到的干涉信号。因此,在本实施例中,能够测定大致相等的状态的受检眼E中的受检眼E的眼前节和眼底。下面,参照图12~图23对测定受检眼E的眼前节、眼底、屈光力的处理、修正眼前节及眼底的断层图像的处理、及测定眼轴长度的处理进行说明。

[0074] 图12是表示使用眼科装置1对受检眼E执行各种测定的处理一例的流程图。如图12所示,首先,当检查者向触摸屏显示器174输入检查开始的指示时,运算装置200执行受检眼E和眼科装置1的校准(S12)。使用眼科装置1所具有的校准光学系统(省略图示)来执行校准。另外,使用校准光学系统执行的校准能够采用公知的眼科装置所使用的方法,因此省略对其的详细说明。

[0075] 当受检眼E和眼科装置1的校准完成后,运算装置200执行屈光度测定(S14)。屈光度测定按以下的步骤执行。首先,运算装置200调整二维扫描仪108。此时,运算装置200根据预先设定的值(初始设定值)来调整进行扫描的扫描圆直径和向受检眼E照射的照射位置。初始设定值例如能够根据受检眼E的瞳孔直径设定为比该瞳孔直径小的值。另外,在检查对象者以前接受过检查的情况下,也可以根据该检查时的测定结果来调整二维扫描仪108。

[0076] 当二维扫描仪108的调整结束时,运算装置200开启眼底用光源62,读入由二维传

感器140检测到的图像,通过对该图像进行解析来测定屈光力。此时,也可以使用未图示的雾视机构,在排除受检眼E的晶状体的屈光调节力的状态下来测定屈光力。另外,雾视机构能够使用公知的眼科装置所使用的机构,因此省略对其的详细说明。

[0077] 当屈光度测定结束时,运算装置200根据S14的屈光度测定的结果来调整焦点调整机构142(S16)。例如,在受检眼E为远视眼或近视眼的情况下,运算装置200驱动焦点调整机构142,使眼底用光源62的聚光点(光束腰)和二维传感器140的位置相对于受检眼E移动,使二维传感器140移动到与受检眼E的眼底共轭的位置。

[0078] 接着,运算装置200同时执行眼前节OCT测定和眼底OCT测定(S18)。首先,参照图13对眼前节OCT测定进行说明。如图13所示,运算装置200将二维扫描仪108设定为以受检眼E的角膜顶点为中心呈放射状预先设定的扫描角之一(S32)。即,运算装置200将二维扫描仪108设定为,沿着在以受检眼E的角膜顶点为中心的周向上预先设定的多个角度位置之一从眼前节用光源12输出的光呈放射状进行扫描。据此,来自眼前节用光源12的光在与设定的扫描角对应的射入位置射入受检眼E。在此,在呈放射状扫描的所有的B扫描中,以从眼前节用光源12输出的光通过角膜顶点的方式来设定二维扫描仪108。另外,在本说明书中,将通过改变二维扫描仪108的扫描角来改变来自光源的光的射入位置称为“B扫描”。

[0079] 当二维扫描仪108的设定结束时,运算装置200开启眼前节用光源12,一边改变从眼前节用光源12照射的光的频率,一边获取由信号处理器56采样后的干涉信号(S34)。如图14所示,由信号处理器56采样后的干涉信号成为信号强度随时间变化的信号,该信号为基于干涉波的信号,该干涉波通过合成从受检眼E的各部(例如,角膜的前表面及后表面、晶状体的前表面及后表面等)反射的各反射光和参照光而得到。因此,运算装置200通过对从信号处理器56输入的信号进行傅里叶变换,能够根据该信号确定受检眼E的各部在深度方向上的位置。在上述的眼前节OCT测定中,A扫描速度例如设定为约100kHz。

[0080] 另外,在本说明书中,将获取包含深度方向上的位置信息的干涉信号称为“A扫描”。本说明书中的“A扫描”不一定需要在本说明书所公开的眼科装置中动态地改变特定的结构。具体而言,本说明书中的“A扫描”包括以下方式。例如,“A扫描”包括:在SS-OCT(swept-source OCT)中,通过以从光源输出的光的波长或者波数进行扫描来获取包含深度方向上的各深度的位置信息的干涉信号的方式;在SD-OCT(Spectral-domain OCT)中将频谱进行分光,按波长或者按波数进行分解,据此获取包含深度方向上的各深度的位置信息的干涉信号的方式;在TD-OCT(time-domain OCT)中改变参照光的光程,据此获取包含受检眼的深度方向上的各深度的位置信息的干涉信号的方式。另外,在本说明书中,将每单位时间进行的A扫描的重复次数称为“A扫描速度”。例如,在每秒进行10万次A扫描的情况下,A扫描速度为100kHz。

[0081] 接着,运算装置200判定是否对测定前预先设定的所有的扫描角(即,所有的射入位置)都实施了S34的测定(S36)。在未对所有的扫描角都实施了S34的测定的情况下(S36为否),运算装置200返回S32,重复S32~S36的处理。据此,对二维扫描仪108进行扫描的各扫描角获取通过A扫描得到的干涉信号。在本实施例中,由二维扫描仪108按照眼前节OCT测定的A扫描速度(约100kHz)进行扫描。在眼前节OCT测定中,二维扫描仪108以B扫描范围(B扫描的宽度)例如为约16mm的方式进行扫描。

[0082] 在对所有的扫描角都实施了S34的测定的情况下(S36为是),运算装置200根据针

对各扫描角得到的干涉信号确定受检眼E的各部位(例如,角膜的前表面及后表面、晶状体的前表面及后表面等)的位置(S38)。具体而言,当对各扫描角实施S34的处理时,针对各扫描角获取干涉信号的信息(A扫描信息)。因此,如图15所示,获取扫描角的数量(n个)的二维信息,该二维信息是排列了干涉信号信息(A扫描信息)的信息。因此,运算装置200通过计算各干涉信号信息所包含的受检眼E的各部位(例如,角膜、前房、虹膜、晶状体等)的分界线来确定受检眼E的各部位的位置。另外,在眼前节OCT测定中,例如,在各B扫描中获取约800个A扫描信息。因此,在各B扫描中,得到排列了约800个干涉信号信息(A扫描信息)的二维信息。

[0083] 在本实施例中,通过图16所示的径向扫描的方式来执行S14中的眼前节OCT测定。据此,涵盖所有区域获取眼前节的断层图像。即,B扫描方向被设定为从受检眼E的角膜顶点开始的放射方向,设C扫描方向为以角膜顶点为中心的周向来进行断层图像的获取。运算装置200将获取(拍摄)到的断层图像的数据取入存储器。

[0084] 如上所述,在眼前节OCT光学系统中为远心扫描。因此,在眼前节OCT测定中,能够获取到失真少的断层图像。另外,在眼前节OCT光学系统中,光纤准直器102内部的光纤端面被配置在与受检眼E的眼前节共轭的位置,并且,眼前节用光源12输出适合拍摄受检眼E的眼前节的断层图像的波长的光。因此,在眼前节OCT测定中能够适宜地计算出受检眼E的眼前节的形状。

[0085] 接着,对眼底OCT测定进行说明。如上所述,眼底OCT测定与眼前节OCT测定同时执行(S18)。因此,眼底OCT测定也与眼前节OCT测定同样地按照图13所示的流程图来执行。具体而言,运算装置200将眼底用光源62与眼前节用光源12一起开启,据此使来自眼底用光源62的光以与在上述的S32中设定的扫描角对应的射入位置和射入角度射入受检眼E,获取分离为波数谱的光的干涉信号(S34)。在眼底OCT测定中,A扫描速度例如被设定为约10kHz。另外,在眼底OCT测定中,由二维扫描仪108以B扫描范围例如为3.8mm的方式进行扫描。另外,如后述那样,在本实施例中,在计算受检眼E的眼轴长度的处理、或确定受检者的视线方向的处理中,根据受检眼E的眼底的断层图像确定中央凹的位置。因此,考虑到受检眼E的眼底的黄斑部的一般的直径为约2mm,B扫描范围可以设定为2mm以上。

[0086] 并且,当针对所有的扫描角完成测定时(S36为是),与上述的S38同样,运算装置200根据针对各扫描角得到的干涉信号确定受检眼E的各部位(例如,视网膜、脉络膜等)的位置。具体而言,与眼前节OCT测定同样,得到扫描角的数量(n个)的二维信息,该二维信息是排列了干涉信号信息(A扫描信息)的信息。因此,如图17所示,运算装置200通过计算各干涉信号信息所包含的受检眼E的各部位(例如,视网膜、脉络膜等)的分界线来确定受检眼E的各部位的位置。

[0087] 另外,在本实施例中,与眼前节OCT测定同样,通过径向扫描的方式来执行S14中的眼底OCT测定(参照图16)。据此,涵盖全部区域获取眼底的断层图像。在本实施例中,B扫描方向被设定为通过受检眼E的角膜顶点的放射方向,设C扫描方向为以角膜顶点为中心的周向来进行断层图像的获取。运算装置200将获取(拍摄)到的断层图像的数据存入存储器。如上所述,在眼底OCT光学系统中以以下方式来配置各光学部件:眼底用光源62照射波长为照射到受检眼E的眼底的光,从眼底用光源62照射的光在受检眼E的内部平行于眼科装置1的光轴(光路L12)。在眼底OCT光学系统中也为远心扫描,当对受检眼E进行断层扫描时,能够获取失真少的图像。

[0088] 另外,在本实施例中,在同一平面内同时执行眼前节OCT测定和眼底OCT测定中的A扫描。即,由二维扫描仪108使用从眼底用光源62输出的光和从眼前节用光源12输出的光在同一平面内同时进行扫描。因此,在眼底OCT测定中,在各B扫描中获取约80个A扫描信息。另外,在上述的S12的校准中,以眼前节OCT测定中的B扫描范围和眼底OCT测定中的B扫描范围分别成为上述的范围(即,分别约16mm、约3.8mm)的方式,根据物镜114和物镜128的焦距等来调整二维扫描仪108、物镜114、128等的位置。

[0089] 在本实施例中,如上所述,眼前节OCT测定和眼底OCT测定均为远心扫描。因此,能够获取失真比较少的断层图像。然而,受检眼E内的各部位分别具有固有的曲率、厚度和折射率。因此,获取到的断层图像有时与受检眼E的各部位的实际的形状不同。在本实施例中,鉴于上述情况,运算装置200在获取眼前节和眼底的断层图像后计算眼前节的断层图像的失真量,执行眼前节和眼底的断层图像的修正(S20)。参照图18对各断层图像的修正进行说明。

[0090] 运算装置200首先分别对在各扫描角获取到的眼前节和眼底的断层图像,根据它们的亮度分布执行分割(S40)。具体而言,对眼前节的断层图像执行角膜和晶状体的分界面的分割,对眼底的断层图像执行内界膜和视网膜色素上皮层的分割。据此,如图19所示,能够获取到划分出各部位的分界面的断层图像。分割的具体方法能够采用公知的方法,因此省略对其的详细说明。另外,在由于晶状体的浑浊等而在眼前节的断层图像内产生影子的情况下,也可以在执行了位于浑浊部位的周边的各部位的形状的分割之后,适宜地对浑浊部位的形状进行插补。

[0091] 接着,运算装置200计算执行分割后的眼前节的断层图像的失真量(S42)。具体而言,首先,如图20中的(a)所示,运算装置200使眼前节的各部位(角膜的前表面及后表面、晶状体的前表面及后表面)在宽度方向(x轴)和深度方向(z轴)上进行映射。眼前节OCT测定为远心扫描,因此,通过二维扫描仪108的扫描,m个A扫描光平行射入眼前节。另外,在修正前的断层图像中,描绘为各A扫描光在受检眼E的内部直行。因此,运算装置200根据修正前的眼前节的断层图像,计算各A扫描光向眼前节的各部位射入的射入位置(即,各A扫描光与眼前节的各部位的分界面的交点)的坐标。然后,运算装置200根据各部位的分界面的m个坐标来计算各分界面(第I面)的函数 $z=f_i(x)$ 。

[0092] 接着,如图21所示,运算装置200设角膜前表面(没有受到光的屈光的影响的面)为第0面($z=f_0(x)$),使用已知的角膜折射率 n_1 通过以下的式(1)、(2)求取作为第1面的角膜后表面($z=f_1(x)$)与m个A扫描光中的第j个A扫描光的实际的交点。

[0093] [数学公式1]

$$x_1^j = x_0^j - \frac{f_1(x_0^j) - f_0(x_0^j)}{n_1} \sin \theta_1^j \quad (1)$$

$$z_1^j = f_0(x_0^j) - \frac{f_1(x_0^j) - f_0(x_0^j)}{n_1} \cos \theta_1^j \quad (2)$$

[0094] 在此,如图21所示,当设在第j个A扫描光向角膜前表面($z=f_0(x)$)射入的射入位置,该A扫描光与函数 $z=f_0(x)$ 的切线的垂线所形成的角为 α_0^j 时,由于 α_0^j 是函数 $z=f_0(x)$ 的 x_0^j 处的斜率,因此,使用函数 $z=f_0(x)$ 的微分函数 $f'_0(x)$,以下的式(3)成立。

[0095] [数学公式2]

$$\alpha_0^j = \tan^{-1}\{f'_0(x_0^j)\} \quad (3)$$

[0096] 另外,根据斯涅尔定律,相对于z轴(深度方向)的折射角 θ_1^j 能够通过以下的式(4)和(5)求出。式中, n_0 表示空气的折射率。

[0097] [数学公式3]

$$\beta_1^j = \sin^{-1}\left\{\frac{n_0 \sin \alpha_0^j}{n_1}\right\} \quad (4)$$

$$\theta_1^j = \alpha_0^j - \beta_1^j \quad (5)$$

[0098] 据此,运算装置200能够求出作为第1面的角膜后表面与第j个A扫描光的交点(x_1^j , z_1^j)。同样,运算装置200通过对所有的A扫描光(即,第1个~第m个)求出其与角膜后表面的交点来计算失真量。在此之后,运算装置200通过执行多项式近似、样条曲线等公知的近似,如图20中的(b)所示,能够求出表示角膜后表面(第1面)修正后的形状的函数 $z = g_1(x)$ 。

[0099] 运算装置200通过在第i面与第i+1面之间依次执行上述的处理,在所有的面求出表示修正后的形状的函数。即,反复执行利用第i面的修正后的函数求出表示第i+1面的修正后的形状的函数的处理,在所有的面求出表示修正后的形状的函数 $z = g_i(x)$ 。据此,运算装置200修正在OCT测定中获取到的眼前节的断层图像(S44)。其结果,能够获取到更接近实际的形状的眼前节的断层图像。

[0100] 另外,在本实施例中,根据与斯涅尔定律相关联的相位折射率来计算相对于深度方向的折射角,但也可以使用与光的行进速度相关的群折射率。例如,也可以对相对于深度方向的折射角应用斯涅尔定律,对A扫描光与受检眼E的各部位的分界面的交点的坐标的计算应用群折射率。在这种结构中,能够进一步提高精度。

[0101] 接着,运算装置200根据修正后的眼前节的断层图像来修正眼底断层图像(S46)。在此,如上所述,在眼前节OCT光学系统和眼底OCT光学系统中设置有0点调整机构。另外,如图22所示,眼前节OCT光学系统中的0点位置(测定光的光程和参照光的光程一致的位置)与眼底OCT光学系统中的0点位置之间的距离为固定值 ΔL 。因此,在如图22中的(a)所示的那样设定各0点的情况下,当设眼前节的断层图像的0点为原点时,眼底的断层图像中的深度方向的坐标 z_r 能够用 $z_r + \Delta L$ 表示。即,能够对眼底的断层图像的坐标应用眼前节的断层图像的坐标系。

[0102] 另外,如上所述,在本实施例中,在呈放射状进行扫描的所有的B扫描中,以从眼前节用光源12和眼底用光源62输出的光通过角膜顶点的方式进行扫描。换言之,在眼前节OCT测定和眼底OCT测定中,B扫描的中心轴一致。即,从眼前节用光源12输出的光中的通过该中心轴的光和从眼底用光源62输出的光中的通过该中心轴的光通过同一光路。因此,通过追踪通过B扫描的中心轴的光的光路,能够修正眼底的断层图像。另外,在本实施例中,由于在眼前节OCT测定和眼底OCT测定中A扫描速度不同,因此,各B扫描中的A扫描信息的数量不同,下面为了便于说明,与眼前节OCT测定的情况同样,设通过B扫描的中心轴的光为m个A扫描光的第c个光进行说明。

[0103] 具体而言,与计算眼前节的断层图像的失真量的处理同样,能够通过以下的式(6)~(10)求出眼底的断层图像内的内界膜与第c个A扫描光的交点的坐标。式中, n_3 表示晶状体的折射率, n_4 表示玻璃体的折射率。

[0104] [数学公式4]

$$x_4^c = x_3^j - \frac{f_4(x_0^c) - g_3(x_0^c)}{n_4} \sin \theta_4^c \quad (6)$$

$$z_4^c = f_3(x_0^c) - \frac{f_4(x_0^c) - g_3(x_0^c)}{n_4} \cos \theta_4^c \quad (7)$$

$$\alpha_3^c = \tan^{-1}\{g'_3(x_0^c)\} - \theta_3^c \quad (8)$$

$$\beta_4^c = \sin^{-1}\left\{\frac{n_3 \sin \alpha_3^c}{n_4}\right\} \quad (9)$$

$$\theta_4^c = \theta_3^c + \alpha_3^c - \beta_4^c \quad (10)$$

[0105] 在本实施例中,眼底OCT测定为远心扫描。即,第c个以外的A扫描光也与第c个A扫描光平行。因此,将合成通过眼前节OCT测定和眼底OCT测定获取的各个断层图像而得到的眼球的断层图像中的比晶状体后表面靠眼底侧的尺寸变为其 $1/n_4$ 倍之后,以第c个A扫描的光线与晶状体后表面的交点为中心,旋转上述计算出的角度,据此,如图22中的(b)所示,能够获取到更接近实际的形状的断层图像。

[0106] 在本实施例中,眼前节用光源12和眼底用光源62的波长不同。因此,严格来讲,受检眼E的各部位的折射率由于波长色散而不同。因此,在进行了眼前节的断层图像的修正之后,也可以根据与眼底用光源62的波长对应的折射率再次追踪第c个A扫描光的光路。在这种结构中,能够获取精度更高的眼底的断层图像。

[0107] 另外,在本实施例中,根据既知的值来设定晶状体的折射率,但根据年龄增加、晶状体的浑浊程度,受检眼的晶状体的折射率可能不同。例如,晶状体核可能由于年龄增加而浑浊变强,折射率变大。因此,也可以根据受检者的年龄、晶状体的浑浊程度来适宜地改变所设定的折射率。在这种结构中,能够以更高的精度来获取眼球的断层图像。并且,在本实施例中,假定晶状体的折射率在晶状体内是一样的来进行断层图像的修正,但也可以根据图像亮度对晶状体核进行分割,分别对晶状体皮质和晶状体核设定不同的折射率。在这种结构中,能够以更高的精度来获取眼球的断层图像。

[0108] 另外,在本实施例中,由于眼底OCT光学系统为远心扫描,因此,仅追踪通过B扫描的中心轴的光(第c个光)的光路来修正了眼底的断层图像。然而,例如也可以通过对所有的A扫描光追踪光路来修正眼底的断层图像。在这种结构中,能够获取更高精度的眼球的断层图像。

[0109] 如上所述,运算装置200在修正各断层图像后计算眼轴长度(图12的S22)。具体而言,如图23所示,沿着B扫描的中心轴测量从角膜到视网膜色素上皮层(更详细而言为中央凹)的距离。图23中的(a)表示在眼前节的光的折射比较小的截面处的修正后的断层图像,图23中的(b)表示在眼前节的光的折射比较大的截面处的修正后的断层图像。运算装置200对呈放射状进行的所有的B扫描中的断层图像测量该距离,计算这些距离的平均值作为眼轴长度。在本实施例中,在所有的扫描角,通过B扫描的中心轴的光通过同一光路,因此,通过将所有的扫描角下的距离进行平均化,能够计算出分割的误差的影响极小的眼轴长度。另外,在由于晶状体的浑浊等的影响存在分割的误差大的断层图像的情况下,运算装置200也可以根据其他扫描角的断层图像的分割结果排除误差大的断层图像。

[0110] 接着,运算装置200在各断层图像中,计算从晶状体后表面到中央凹的中心轴的三维的斜率,判定计算出的斜率是否大于规定的阈值(S24)。例如,在图23的(a)所示的例子的断层图像中,计算出斜率为 0° ,在图23的(b)所示的例子的断层图像中,计算出斜率为 3° 。运算装置200在计算出的斜率大于规定阈值(例如, 5°)的情况下(S24为是),发出计算出的眼轴长度的可靠性低从而在白内障手术中可能无法得到想要的效果的警告(S26)。例如,通过向触摸屏显示器174进行输出来进行该警告。

[0111] 当所有的测定(屈光度测定、眼前节OCT测定、眼底OCT测定)结束时,运算装置200向触摸屏显示器174输出解析结果(S28)。本实施例的眼科装置1能够实施眼前节OCT测定、眼底OCT测定、屈光度测定的各种测定,因此,能够综合解析受检眼E的状态。作为解析结果,例如,通过在白内障手术的术前实施受检眼的测定,能够计算人工晶状体(Intraocular lens, IOL)度数、角膜像差、晶状体的浑浊状态。另外,通过在白内障手术的术前实施受检眼的测定,能够评估术前预测到的术后的受检眼E的屈光力的误差,由此有助于提高IOL度数计算的精度。另外,通过对作为青光眼的受检眼实施测定,能够根据眼底的视网膜厚分布预测青光眼的发展程度,或者能够筛查闭角型青光眼。另外,通过对作为高度近视的受检眼实施测定,能够详细且综合地检查受检眼的状态。

[0112] 另外,如图24所示,根据径向扫描角度(以角膜顶点为中心的周向上的角度位置),有时连接晶状体后表面和中央凹的直线的斜率(由S24计算出的斜率)发生变化。在图24所示的例子中,将相对于受检眼E的扫描角为水平的状态表示为 0° 。因此,运算装置200也可以提取以斜率最大的扫描角(例如,图24的径向扫描角度 0°)获取到的断层图像,如图25所示,计算出连接该断层图像的角膜和中央凹的直线的距离作为眼轴长度。当这样计算眼轴长度时,即使在由于固视偏移而在检查中受检者的视线偏移的情况下,也能够计算出修正了该影响(即,与视轴近似的轴上的)的眼轴长度。另外,IOL度数计算通过预测白内障手术的术后的受检眼E的状态(例如,IOL固定位置、眼轴长度、角膜形状等)来计算,因此,这样计算出的眼轴长度与假定术后不存在晶状体的状态下的眼轴长度大致相同,计算该眼轴长度非常有用。

[0113] 另外,在眼轴长度的计算中,如以下说明的那样,运算装置200也可以计算从中央凹到角膜的沿视轴的距离作为眼轴长度。运算装置200首先确定受检眼E的视线方向。具体而言,如图26所示,运算装置200根据修正前的眼底的断层图像来确定中央凹的位置。然后,运算装置200确定向所确定的中央凹照射的A扫描光是m个A扫描光中的第几个光。运算装置200通过确定第k个A扫描光是向中央凹照射的光,能够确定A扫描光射入角膜前表面的射入角度 θ_k 、即受检眼E的视线方向。运算装置200在确定受检眼E的视线方向后,如图27所示,根据修正后的眼底的断层图像确定中央凹的位置。然后,运算装置200利用修正后的眼前节和眼底的断层图像,在与从中央凹的位置向角膜前表面确定的视线方向平行的方向逆追踪光路。据此,能够确定受检眼E的视轴。运算装置200也可以计算沿所确定的视轴的从中央凹到角膜前表面的距离作为眼轴长度。

[0114] 如上所述,在本实施例的眼科装置1中,首先,计算通过眼前节OCT测定获取到的眼前节的断层图像的失真量,修正眼前节的断层图像。在此,在本实施例中,利用从眼前节用光源12输出的光和从眼底用光源62输出的光在同一平面内同时进行扫描。即,在该眼科装置1中,获取表示受检眼E的同一平面内的截面的眼前节和眼底的断层图像。因此,能够将眼

前节的断层图像的失真量用于眼底的断层图像的修正。因此,能够根据眼前节的断层图像的失真量(即,修正后的眼前节的断层图像)来修正眼底的断层图像。这样,在该眼科装置1,通过计算眼前节的断层图像的失真量,无需复杂的处理就能够进行眼前节的断层图像和眼底的断层图像的修正。

[0115] 另外,在受检者的固视方向相对于眼科装置1的光轴倾斜的情况下,当B扫描方向和固视方向不同时,有可能存在在该B扫描方向的断层图像上没有描绘出中央凹的情况。然而,在本实施例中,在以角膜顶点为中心的周向上的多个位置呈放射状执行B扫描。因此,所有的B扫描方向中的至少一个方向为与固视方向一致的方向。因此,通过获取与固视方向一致的B扫描方向的断层图像,能够确定中央凹的位置。在该情况下,可以根据检测到中央凹的断层图像的B扫描方向和中央凹的位置确定受检者的视线方向。

[0116] (对应关系)

眼前节用光源12、眼底用光源62分别是“第1光源”、“第2光源”一例。眼前节OCT测定中的测定用干涉光、眼底OCT测定中的测定用干涉光分别是“第1干涉光”、“第2干涉光”一例。包括眼前节的范围、包括眼底的范围分别是“第1范围”、“第2范围”一例。B扫描是“特定扫描”一例。角膜顶点、中央凹分别是“特定位置”、“特定部位”一例。二维扫描仪108是“扫描仪”一例。

[0117] 在上述的实施例中,示例出检查受检眼E的包括眼前节和眼底的范围的例子,但并不限于此。例如,也可以适宜调整从光源12、62输出的光的中心波长,或者适宜改变探测光学系统26的结构,来检查受检眼E的包括其他部位的范围。

[0118] 另外,在上述的实施例中,眼前节OCT光学系统和眼底OCT光学系统共用二维扫描仪108,但并不限于这种例子。例如,也可以在眼前节OCT光学系统配置专用的二维扫描仪,在眼底OCT光学系统配置专用的其他二维扫描仪。

[0119] 另外,如上所述,在屈光度测定光学系统中,也可以代替环形透镜138而设置具有配置成矩阵状的多个微小透镜的透镜阵列。在这种结构中,当向透镜阵列照射光时,通过多个微小的透镜,从透镜阵列向二维传感器140照射与这些透镜相同数量的光。当向透镜阵列照射具有变形的波面的光时,从多个微小的透镜中的与变形的波面位置对应的位置的透镜向二维传感器140照射光轴偏移的状态的光。即,通过在透镜136与二维传感器140之间配置透镜阵列,能够对屈光度测定光学系统赋予与波面传感器的光学系统相同的功能。因此,在屈光度测定光学系统中,除了受检眼E的总屈光力以外,还能够测量受检眼E的总像差,由此能够更详细地测量受检眼E的与屈光相关的信息。

[0120] 另外,在上述的实施例中,受检眼E的屈光力的测定使用从眼底用光源62输出的光。然而,受检眼E的屈光力的测定也可以使用不同于眼底用光源62的光源。在该情况下,可以输出波长与从眼前节用光源12及眼底用光源62输出的光不同的光,例如,可以输出中心波长在 $0.70\mu\text{m}$ 以上且 $0.95\mu\text{m}$ 以下的波长的光。 $0.70\mu\text{m}$ 以上且 $0.95\mu\text{m}$ 以下的波长的光在眼球内的透过率高。另外,关于 $0.70\mu\text{m}$ 以上且 $0.95\mu\text{m}$ 以下的波长的光,受检眼E的光亮度函数的值低,受检者不易感到眩晕,另一方面,由于接近可视光,因此适合用于视功能评价。因此,通过在屈光力的测定中使用 $0.70\mu\text{m}$ 以上且 $0.95\mu\text{m}$ 以下的波长的光,能够将来自光源的光充分照射到受检眼E的眼底,并且能够输出适合测量受检眼E的屈光力的波长的光。

[0121] 以上详细说明了实施方式,但这些只不过是示例,并没有限定技术方案的范围。在

技术方案所记载的技术中,包含对以上所例示的具体例进行的各种变形、变更。在本说明书或者附图中说明的技术要素能够单独或者通过各种组合来发挥技术有效性,并不限于申请时技术方案所记载的组合。另外,本说明书或者附图所示例的技术同时实现多个目的,实现其中的一个目的本身具有技术上的有用性。

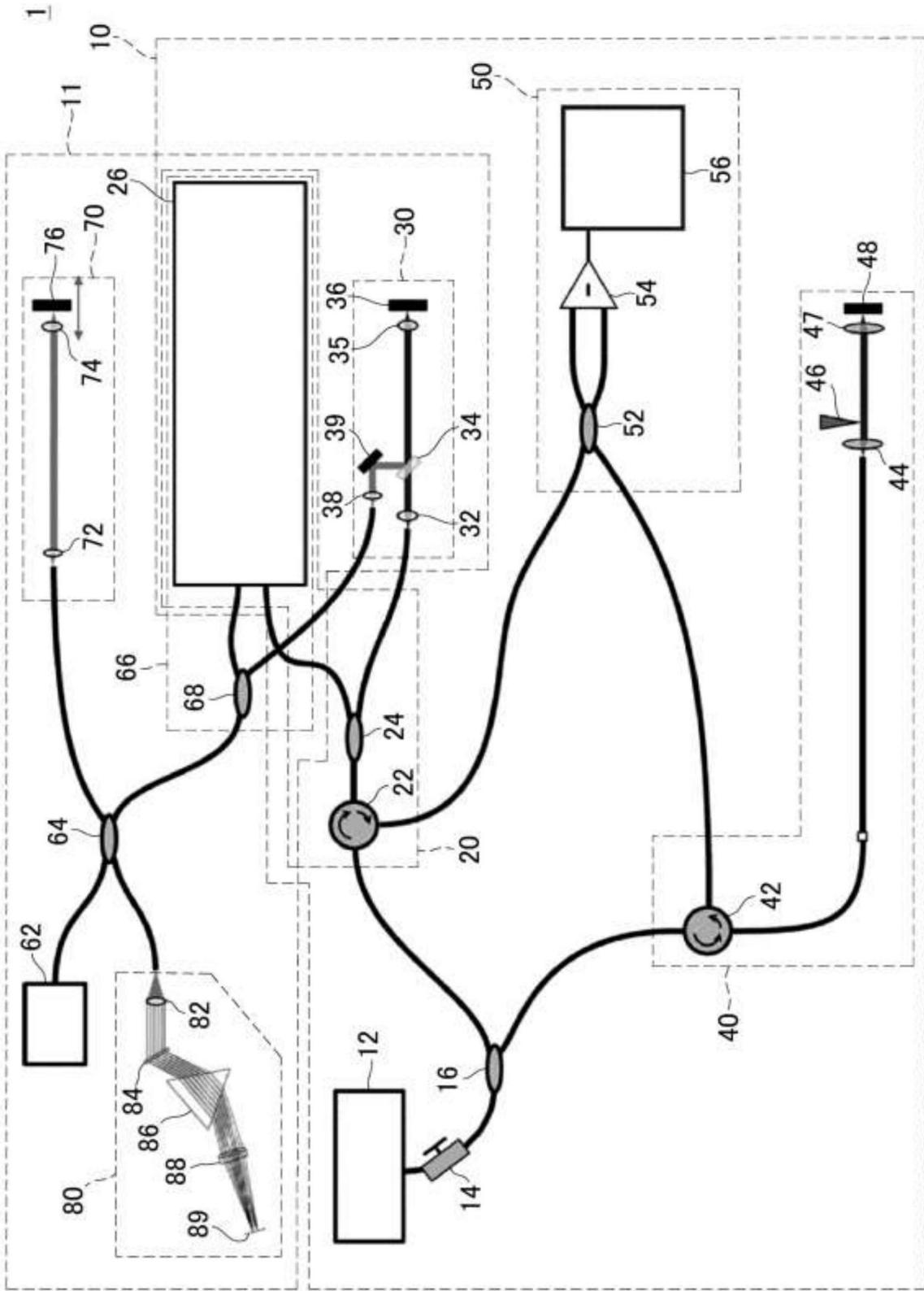


图1

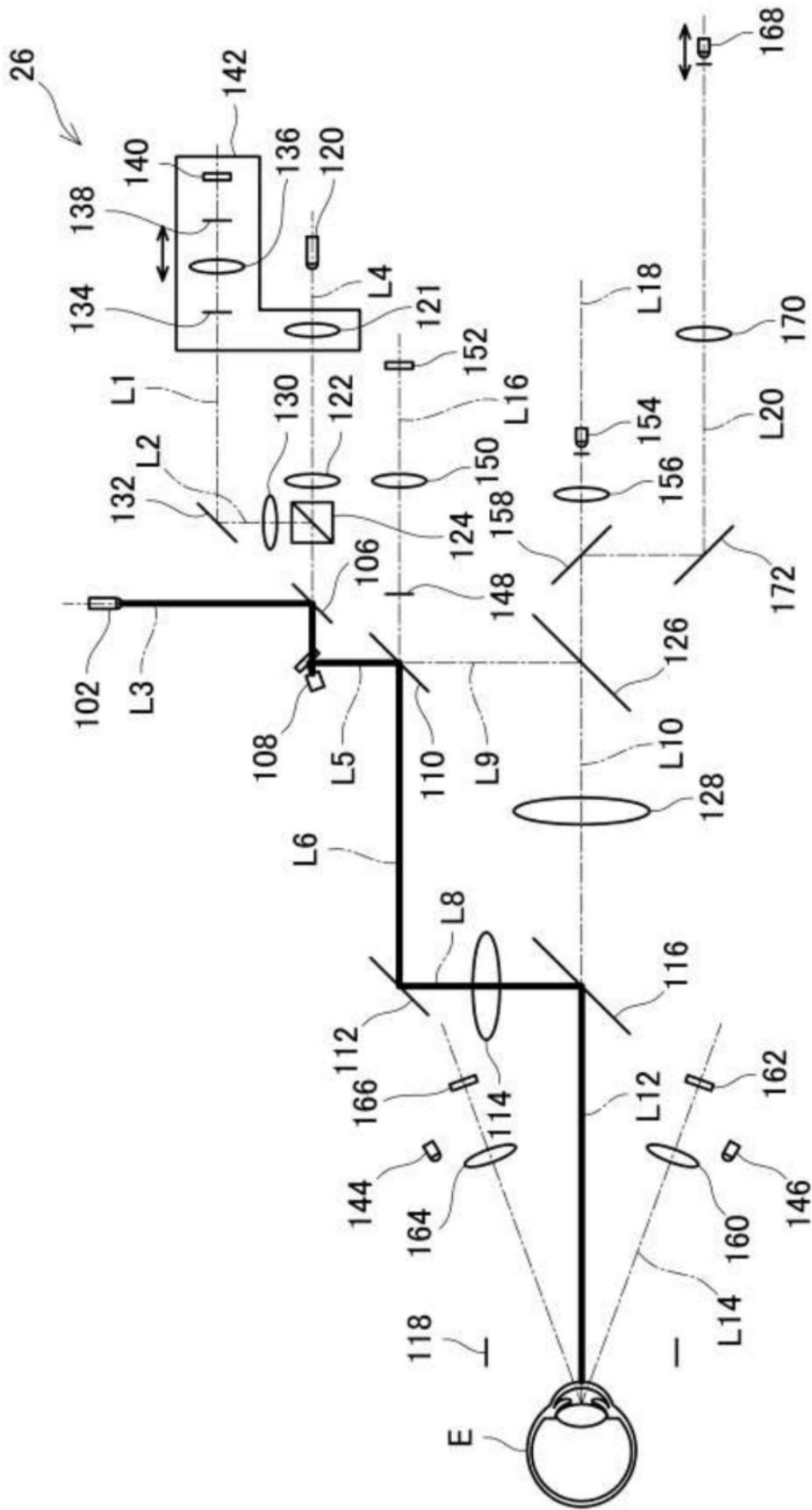


图2

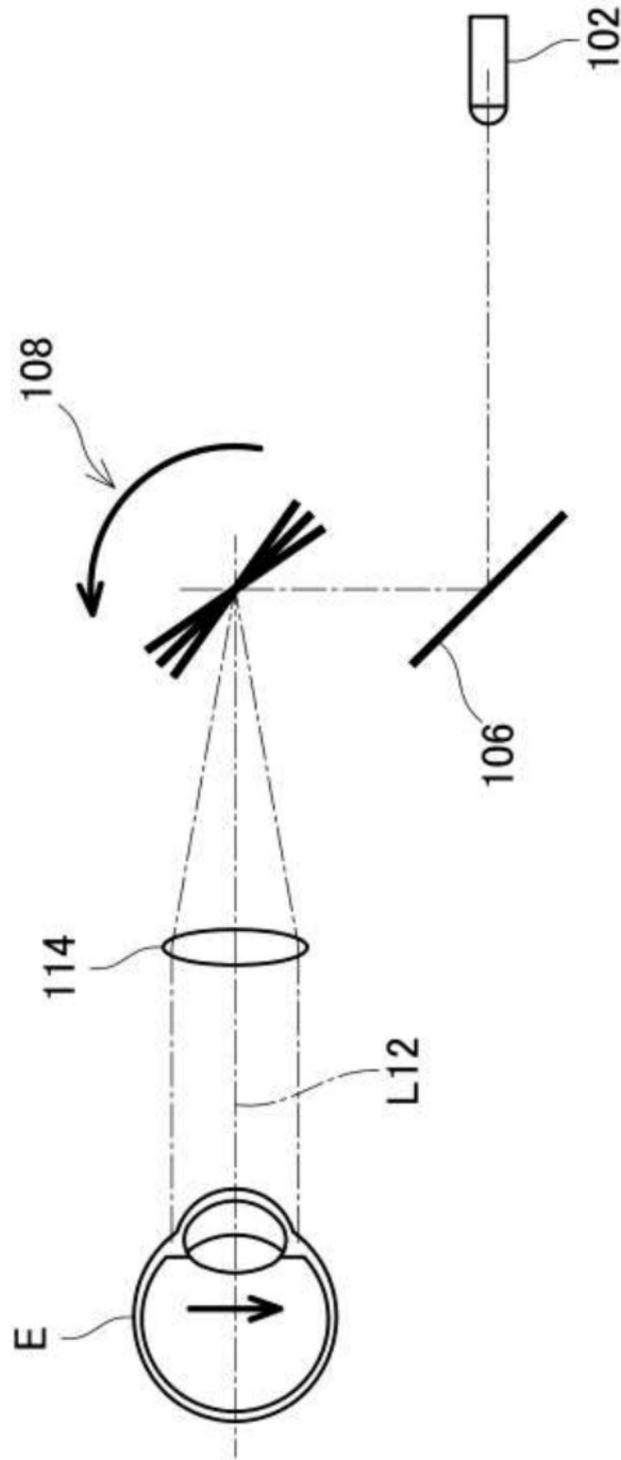


图3

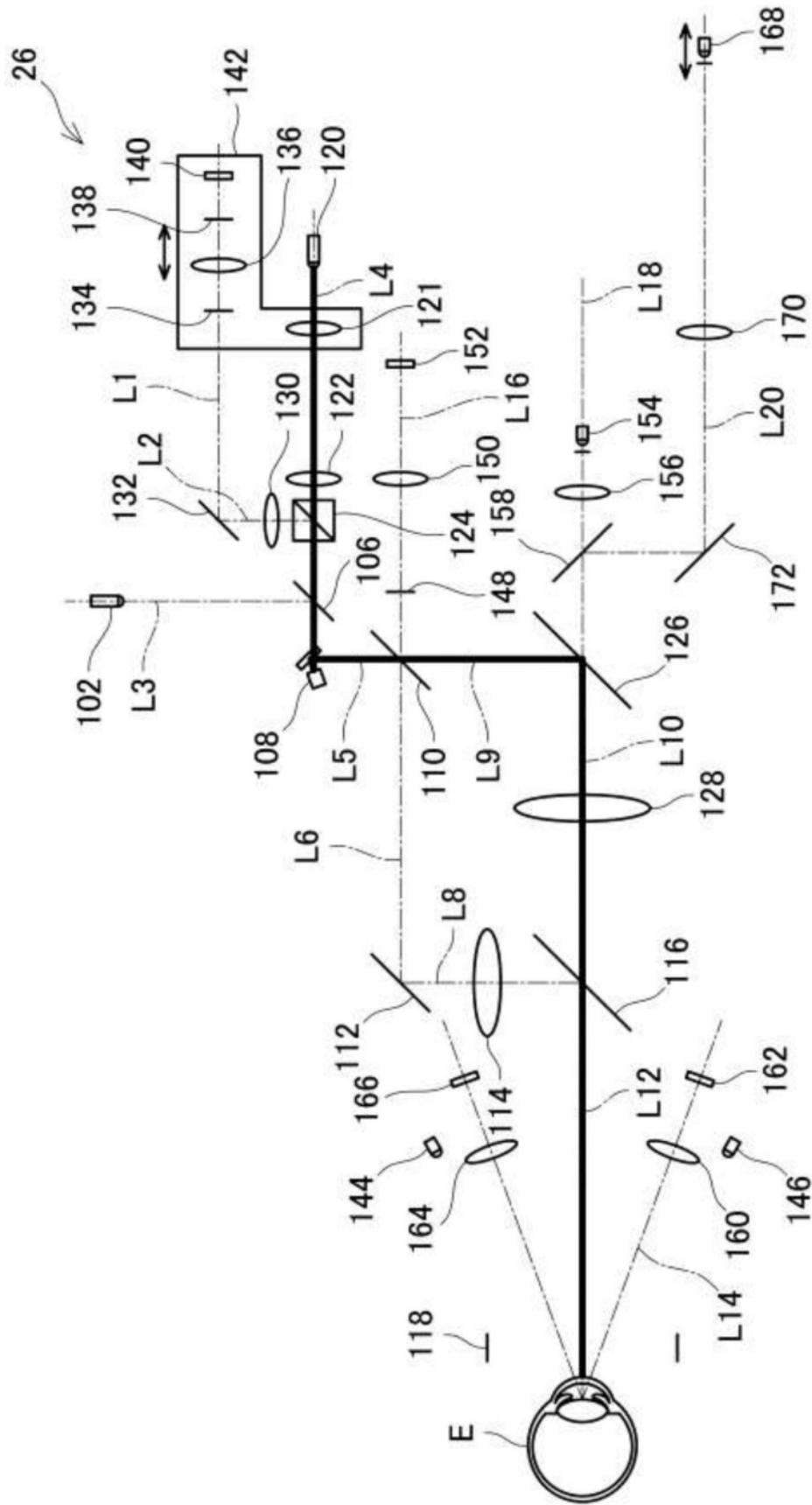


图4

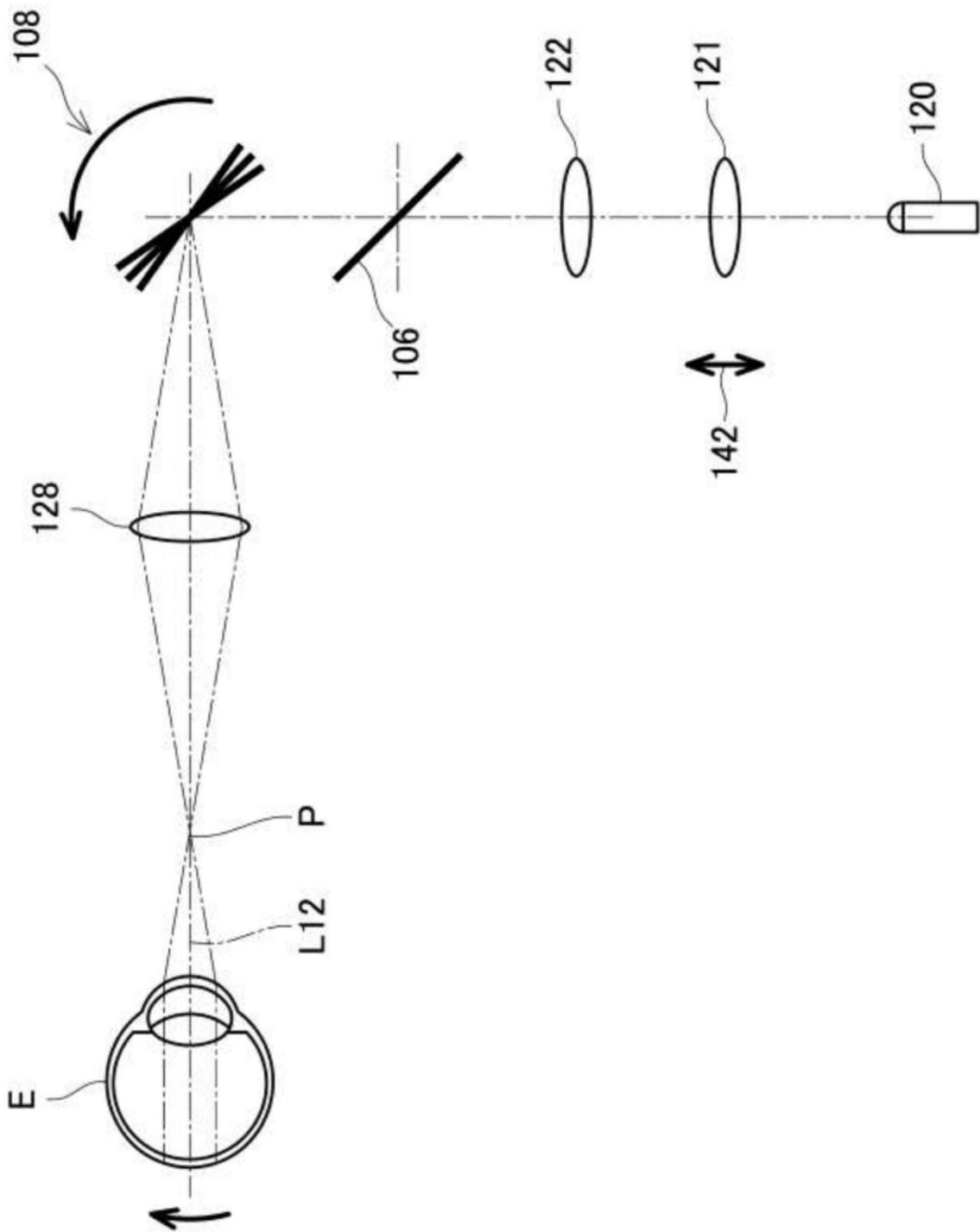


图5

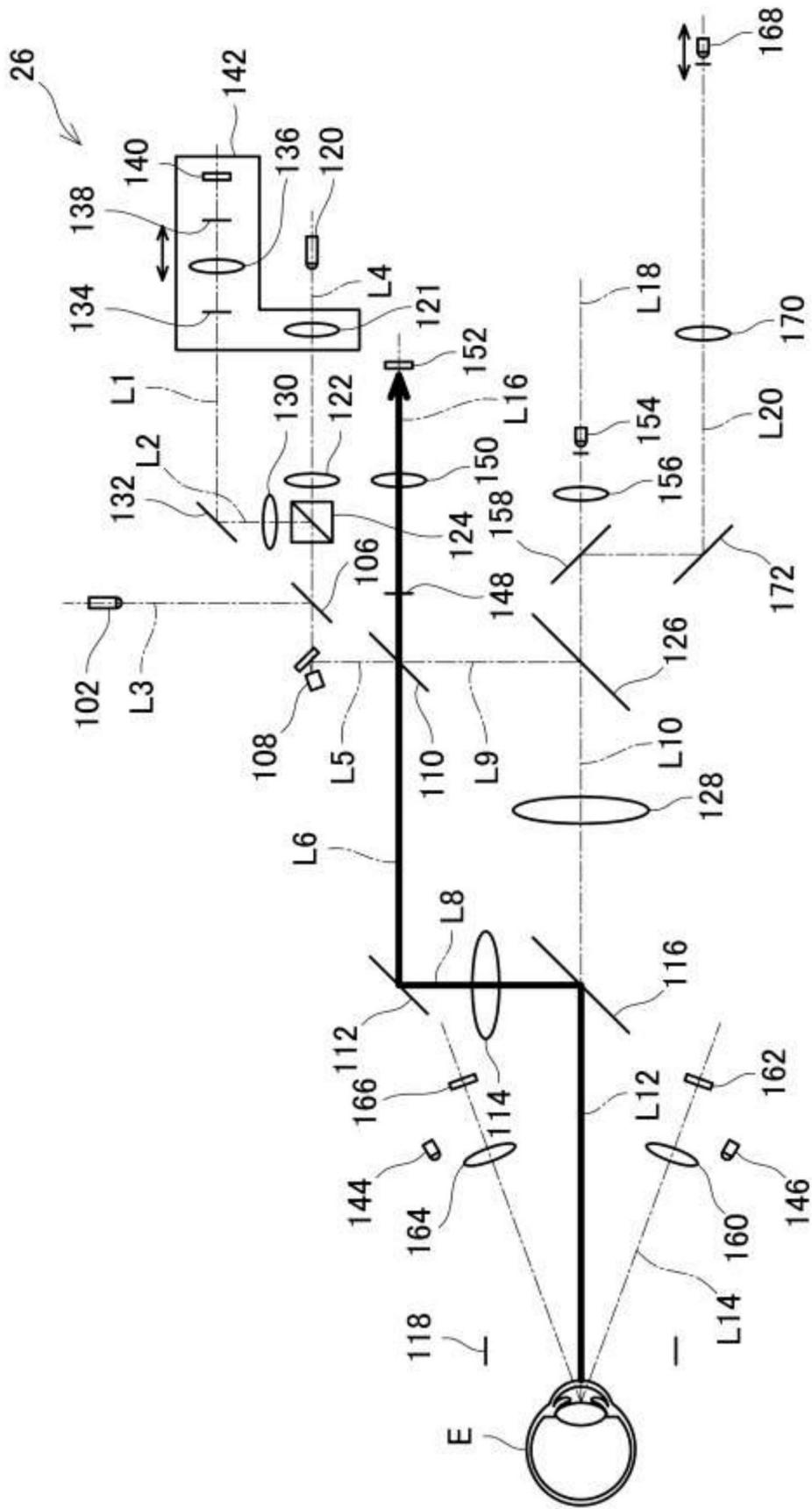


图7

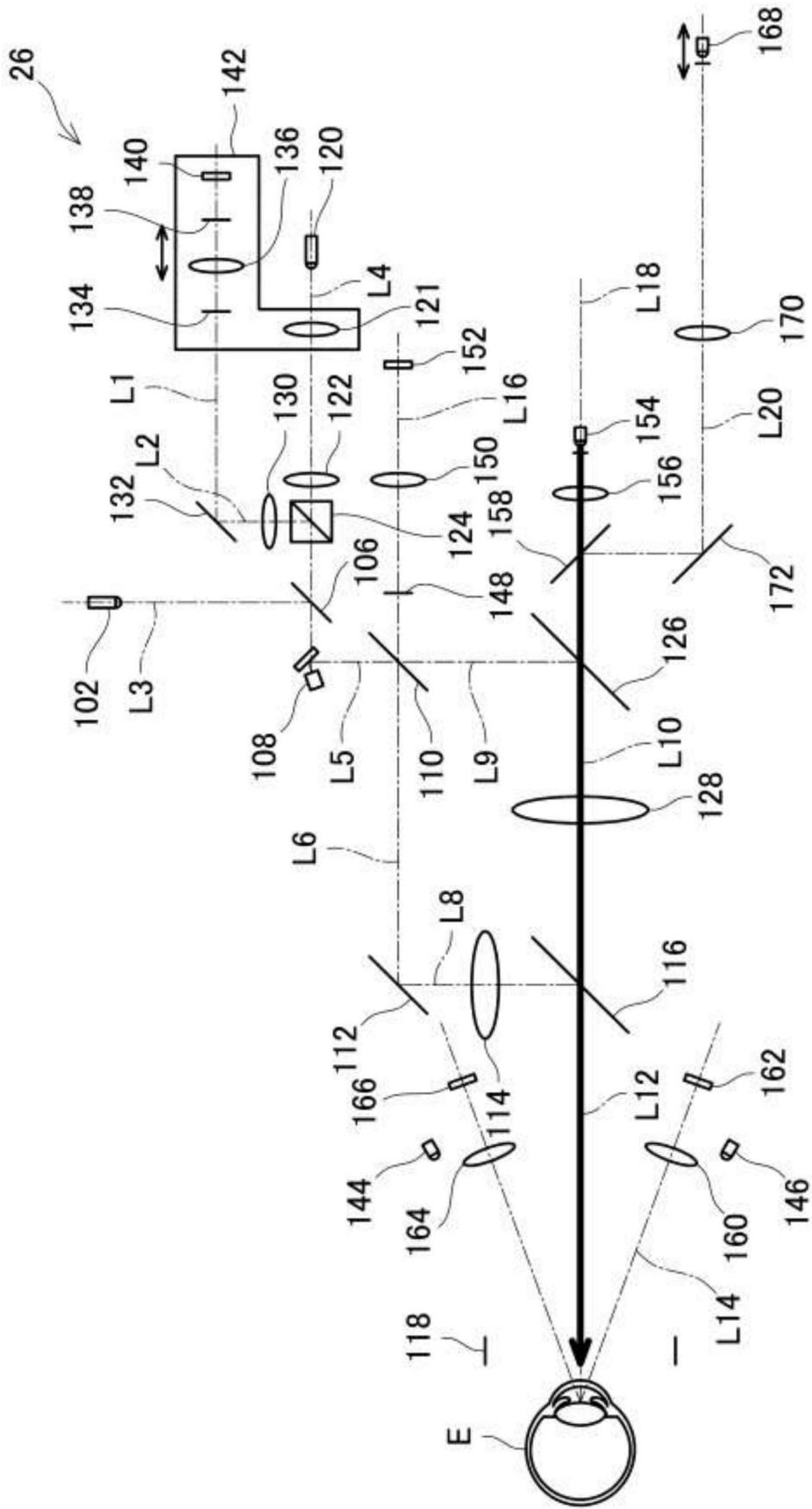


图8

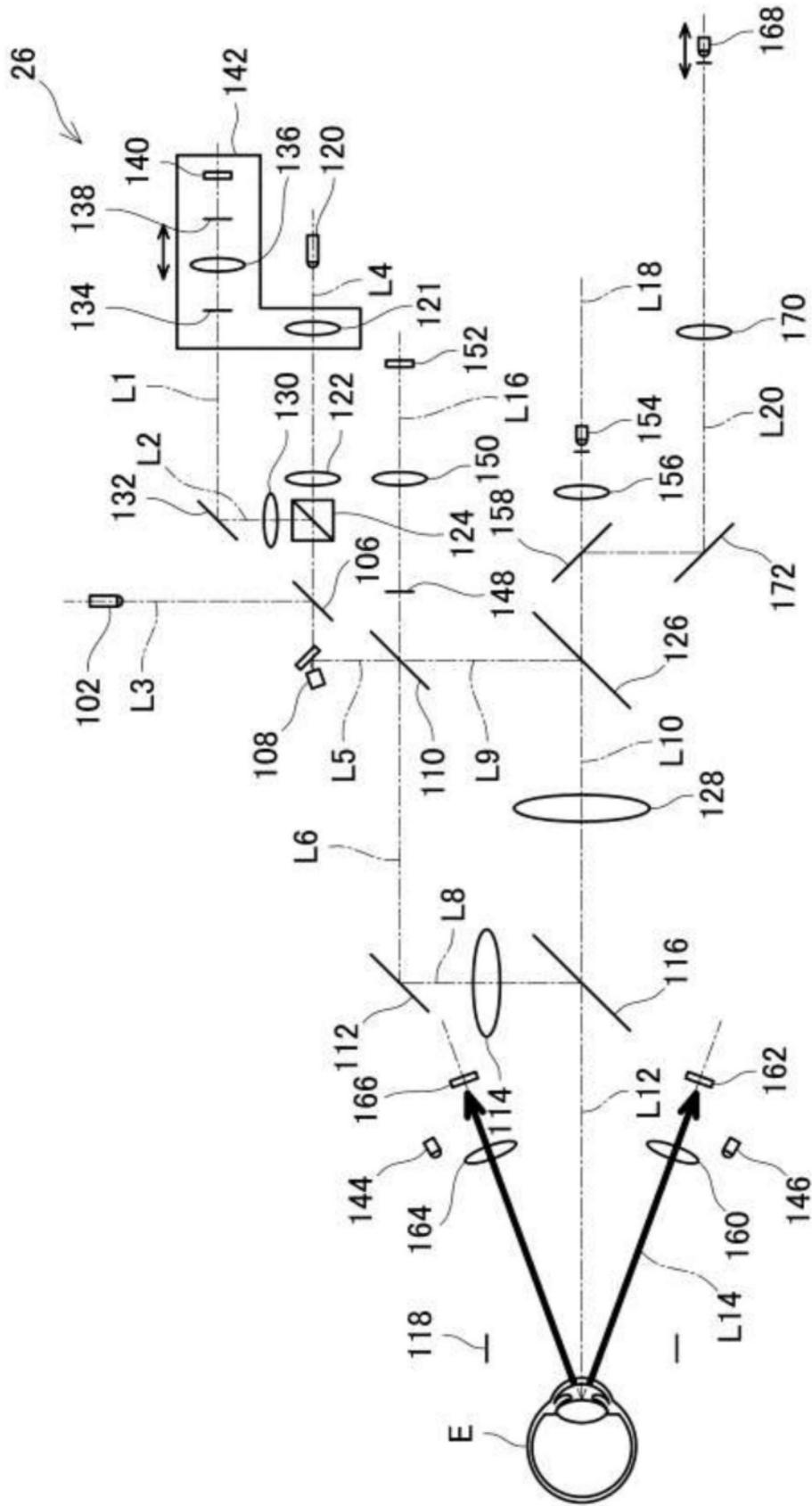


图9

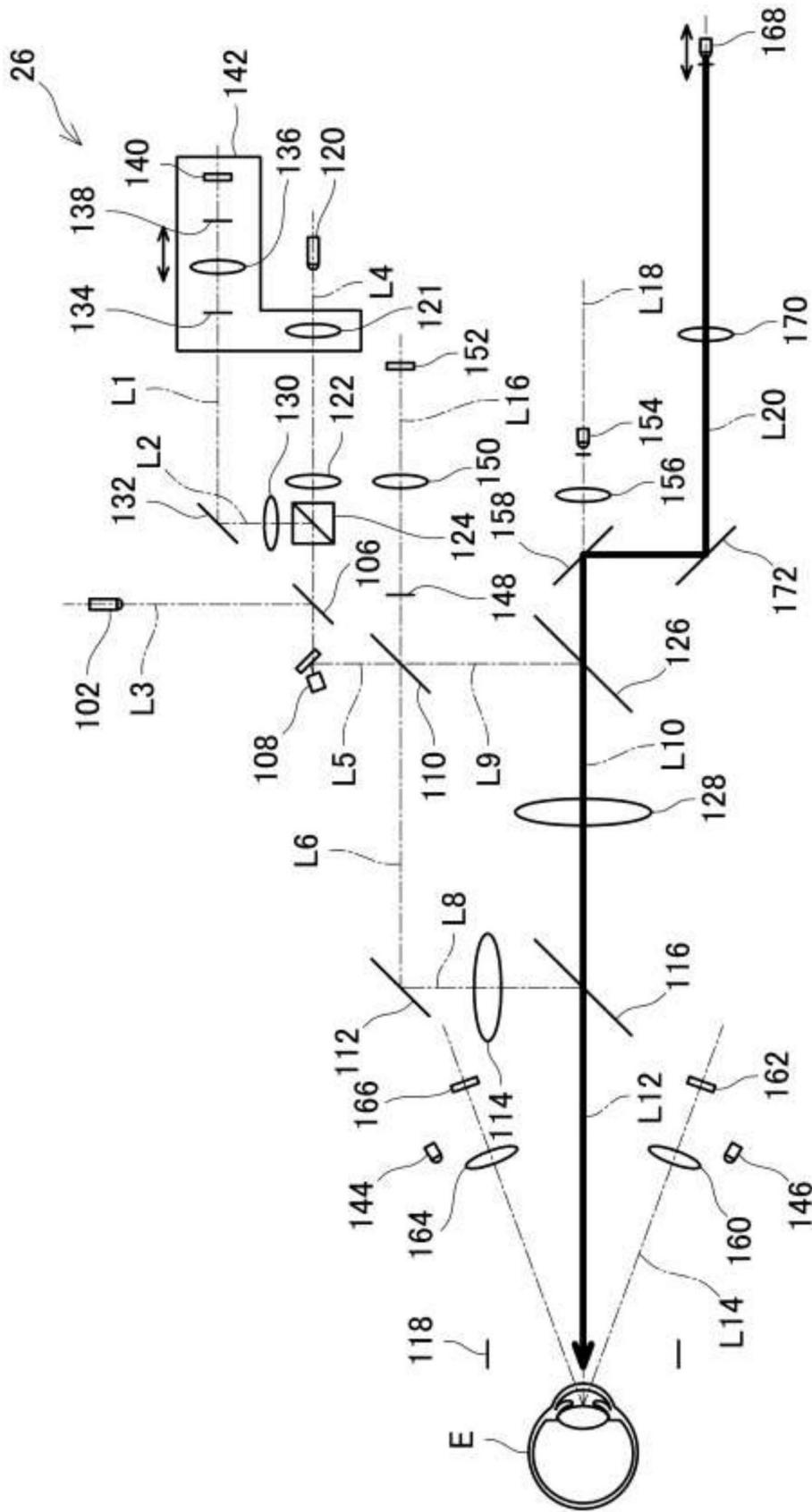


图10

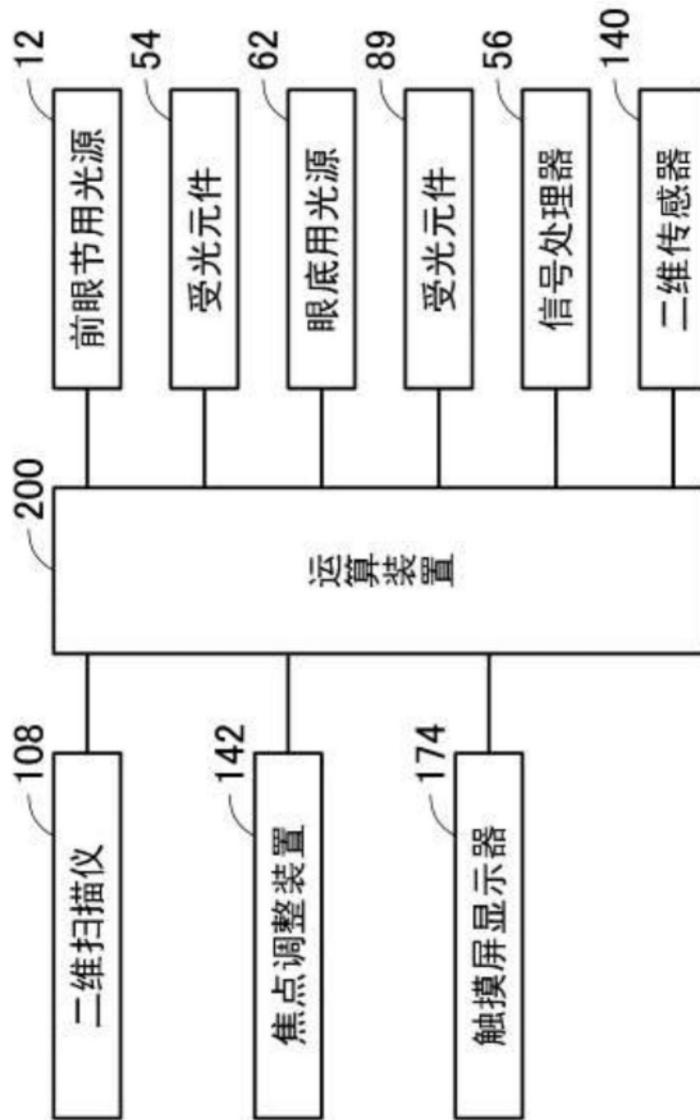


图11

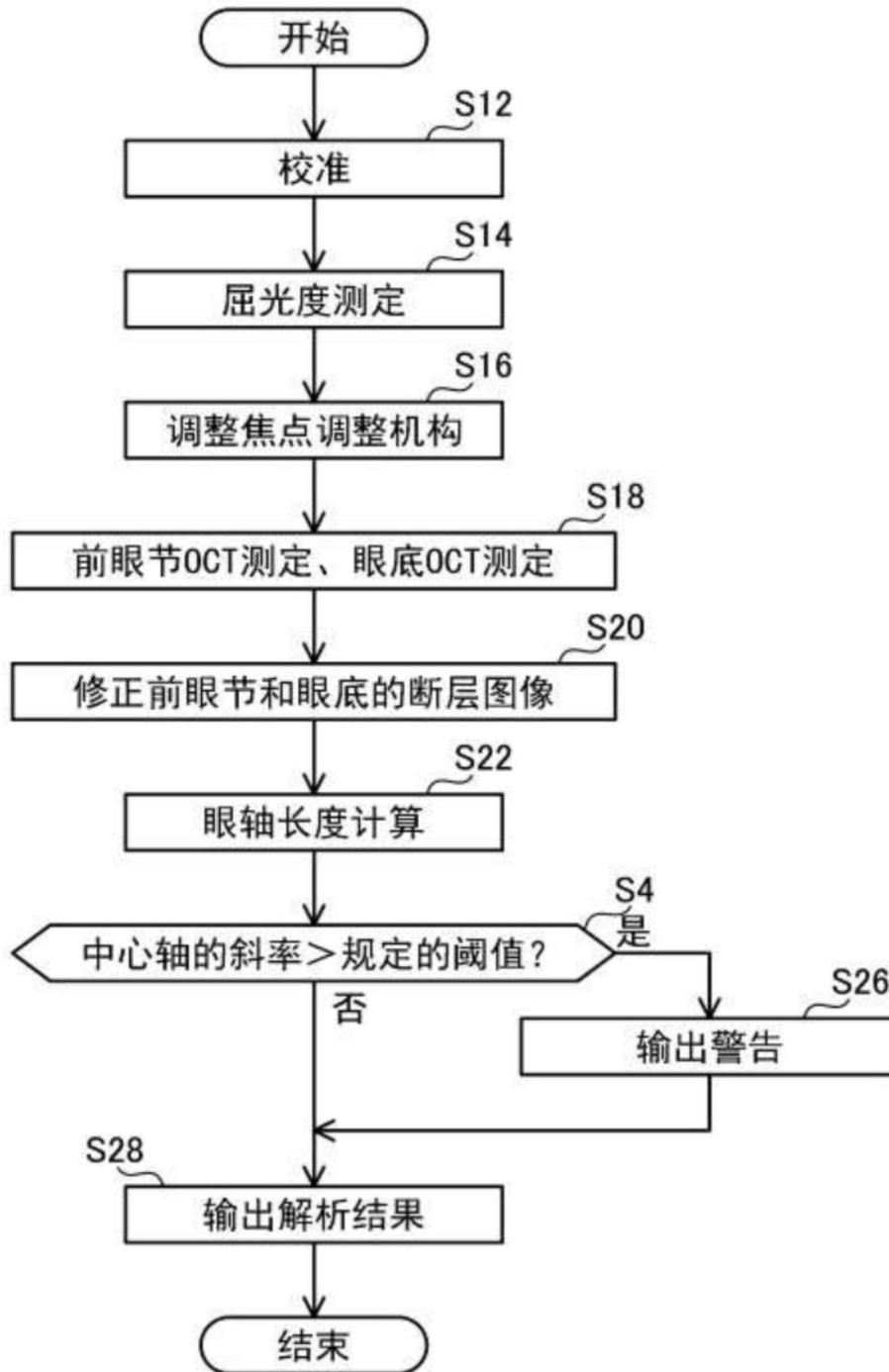


图12

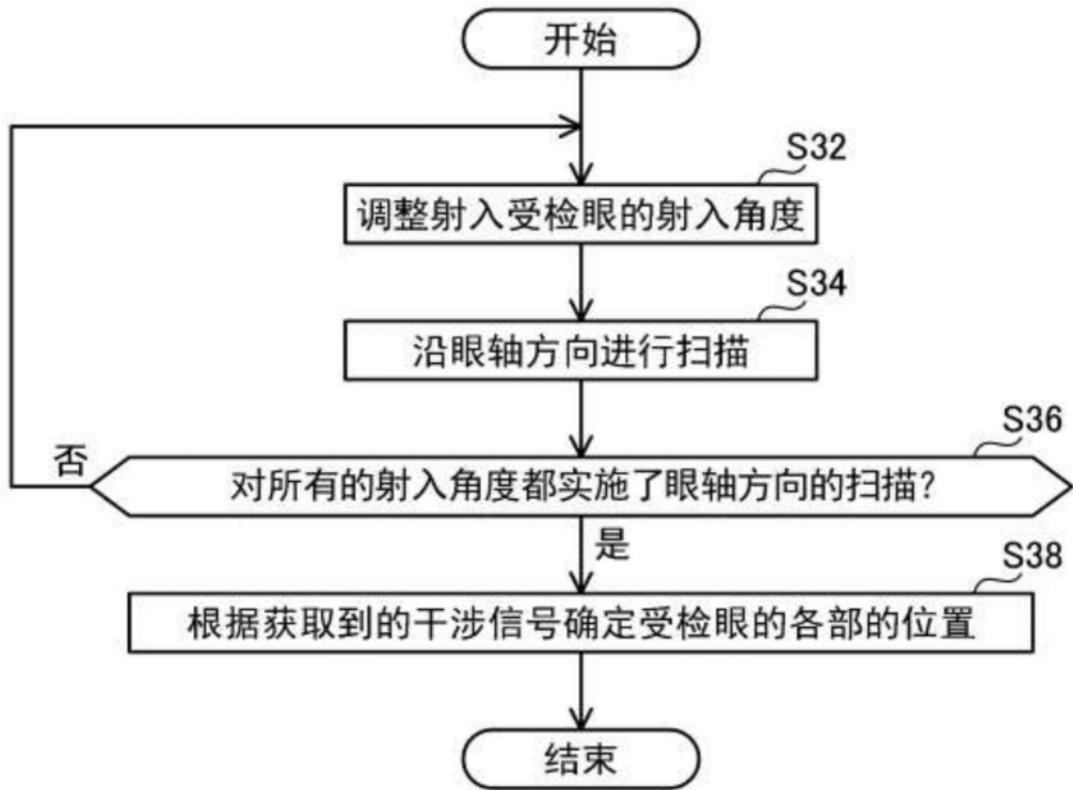


图13

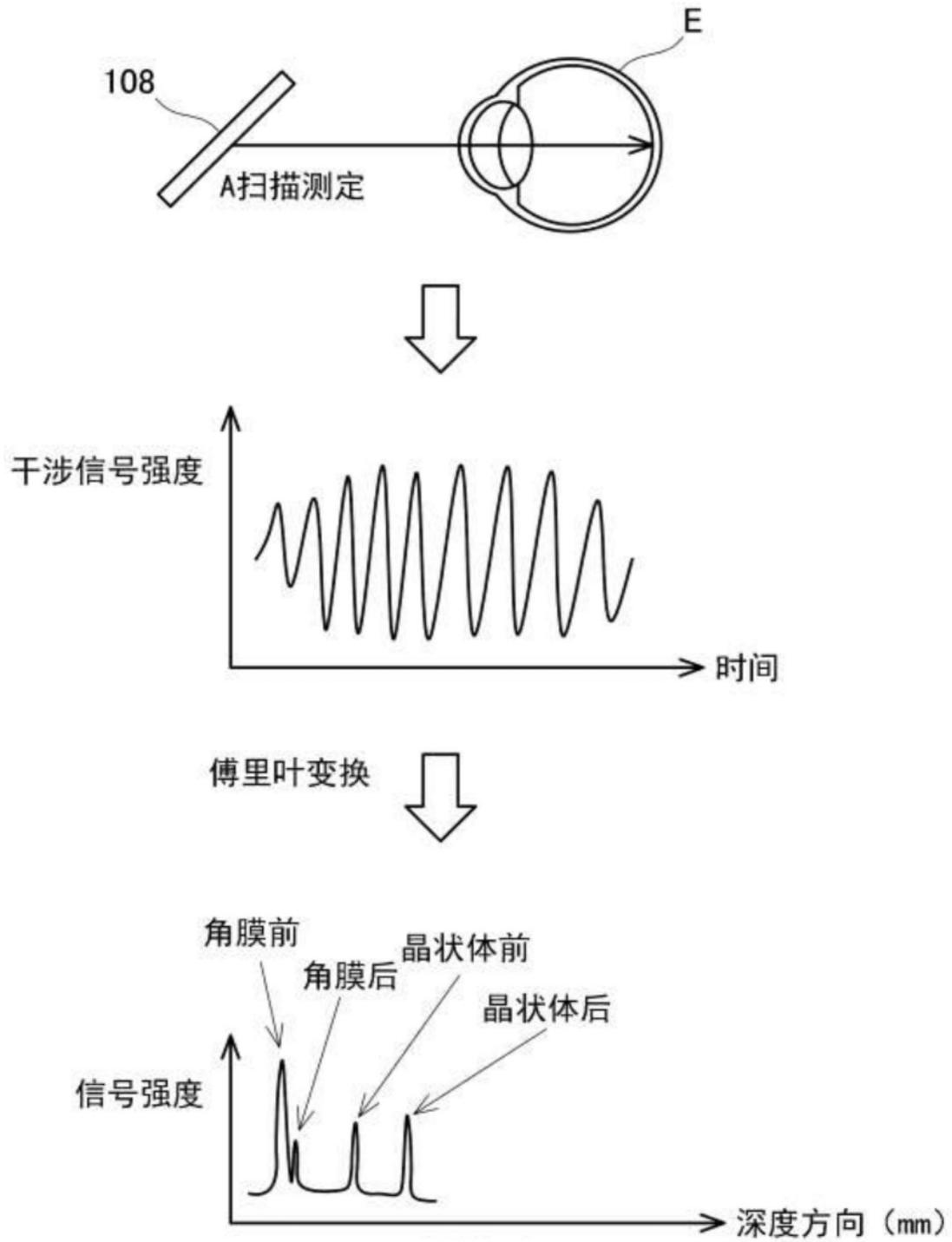


图14

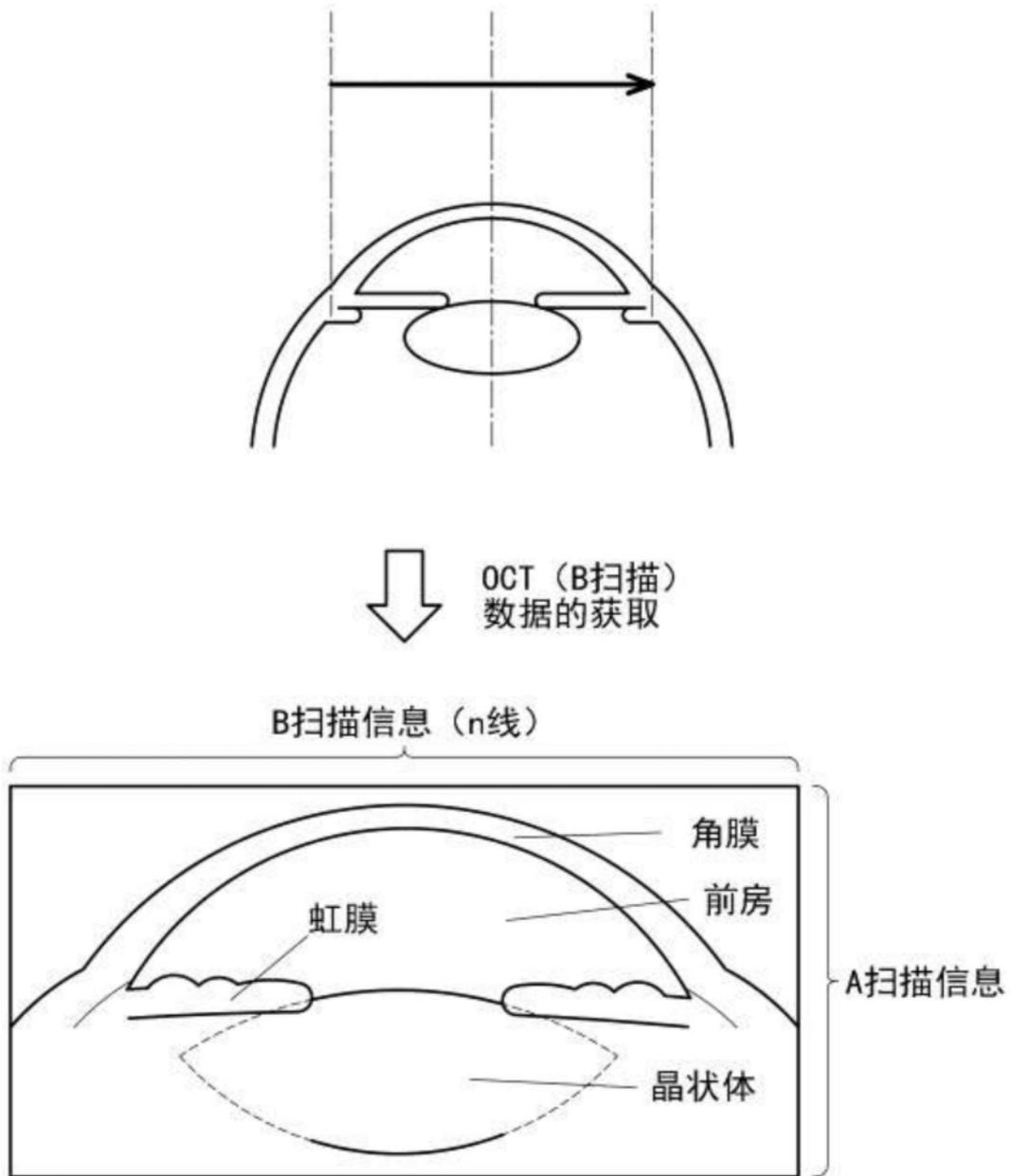


图15

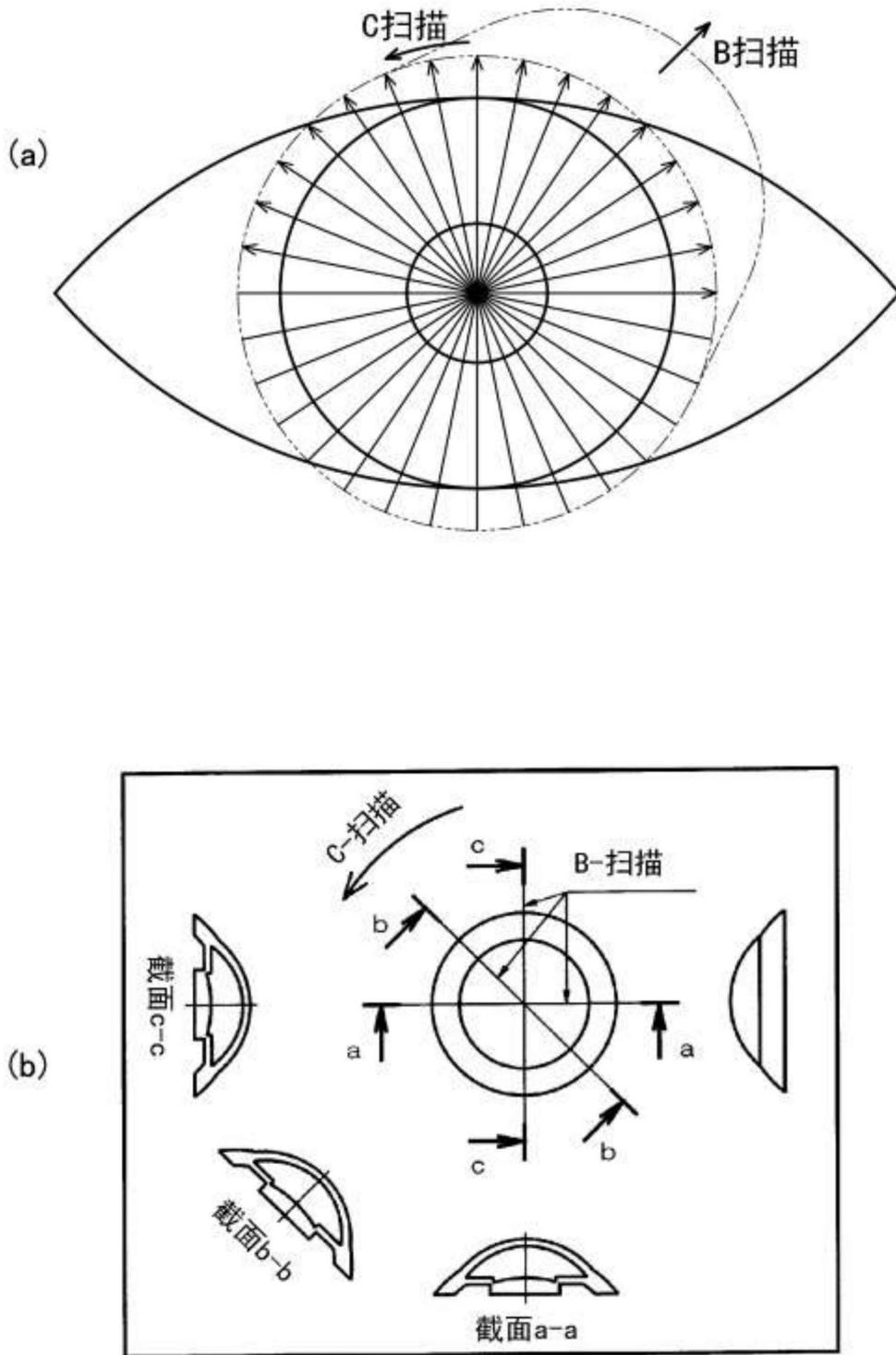


图16

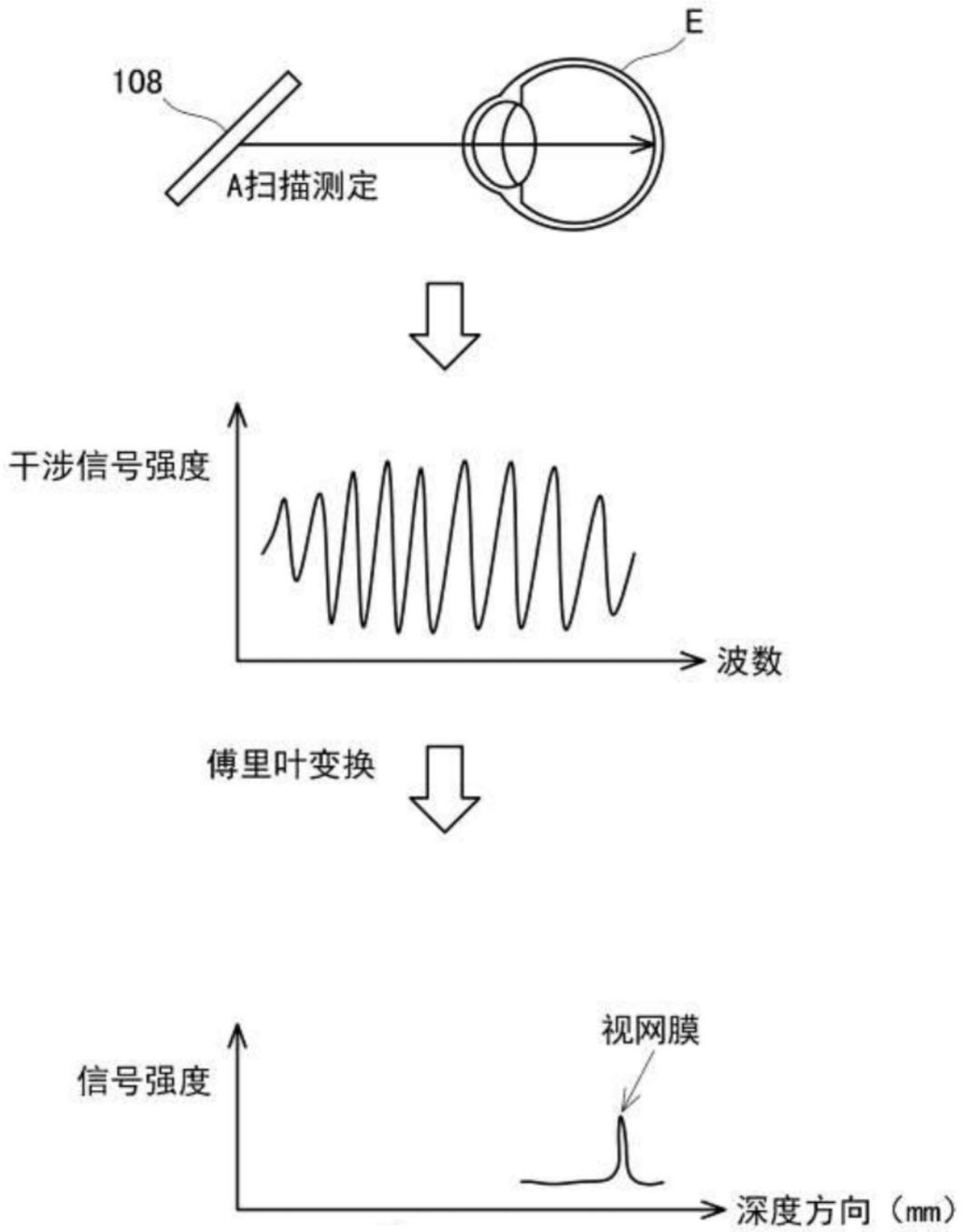


图17

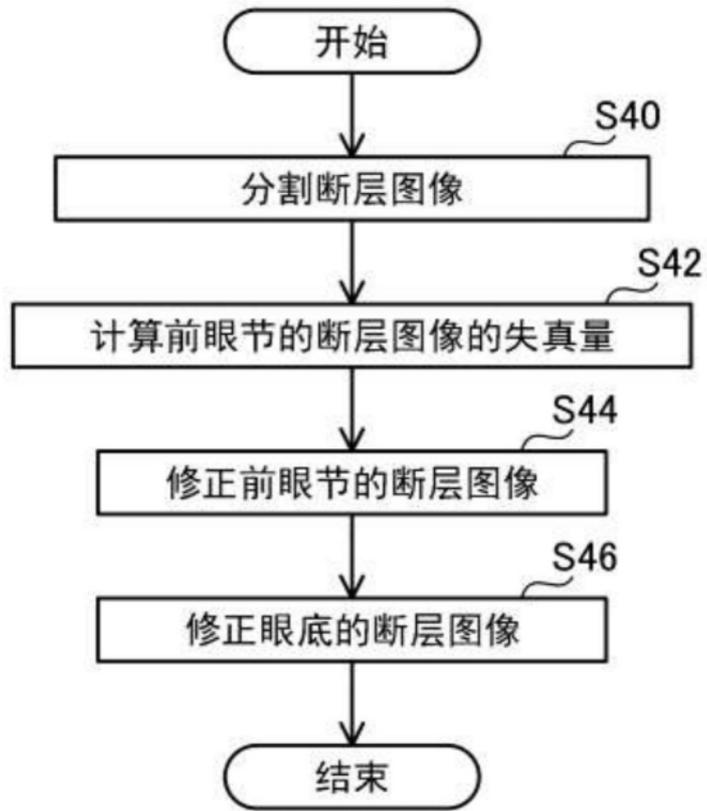


图18

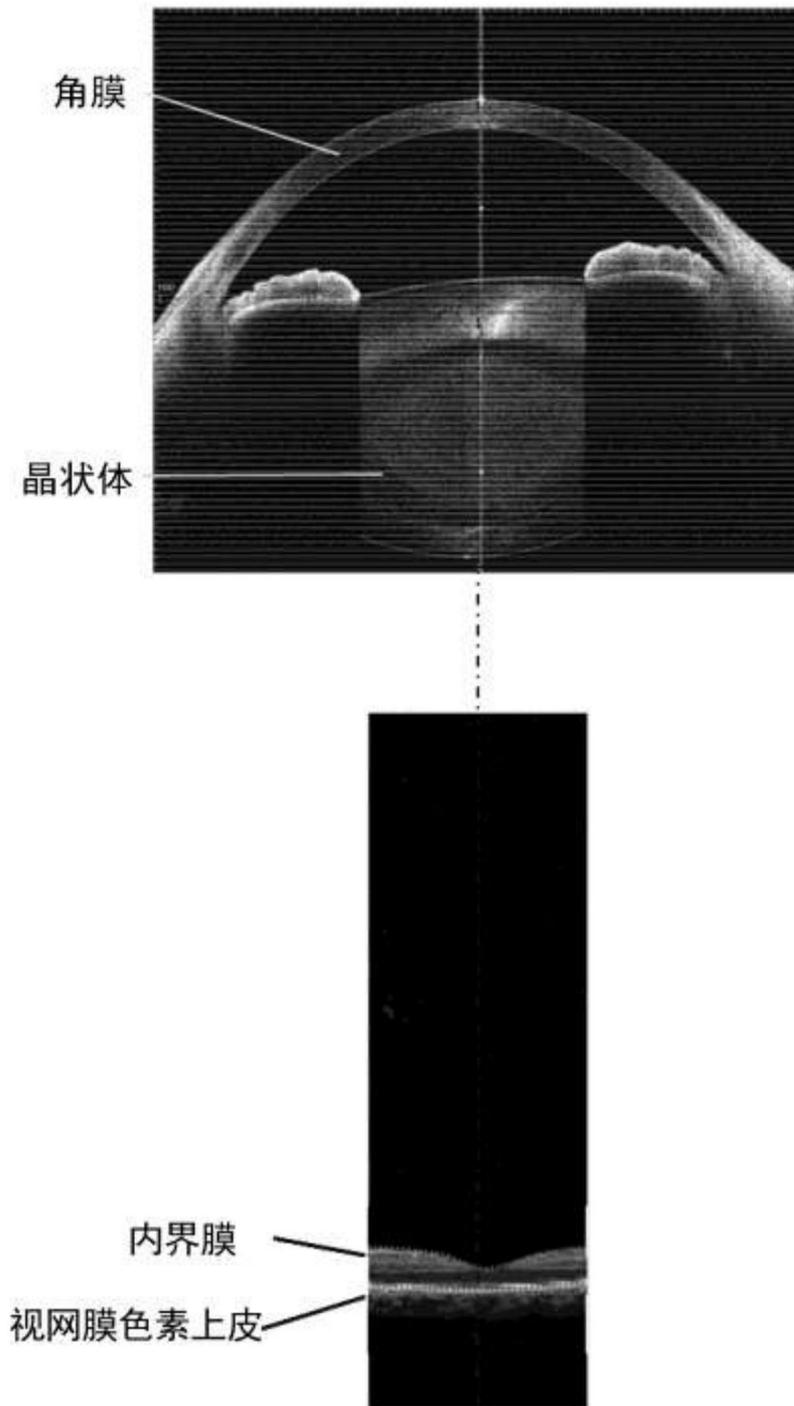


图19

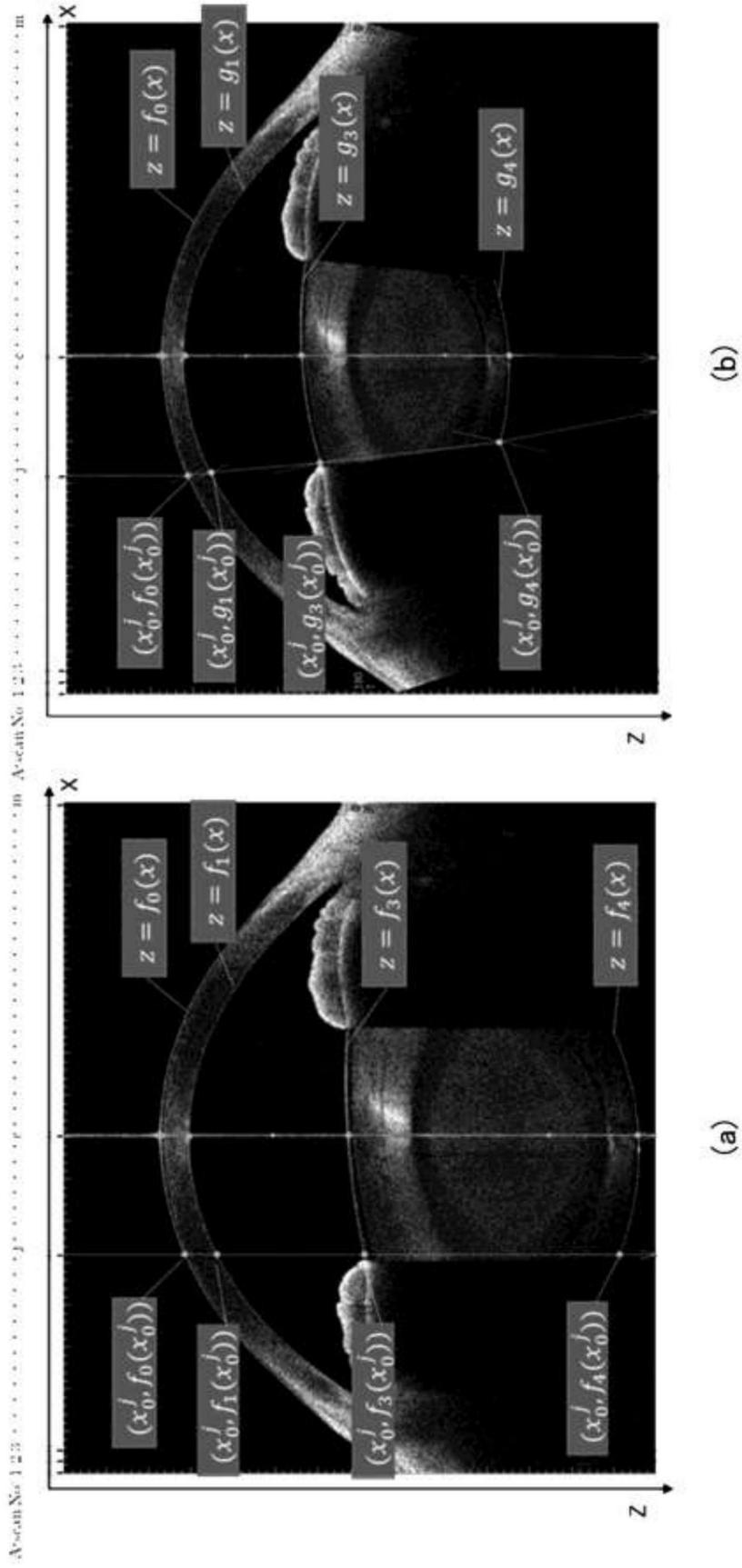


图20

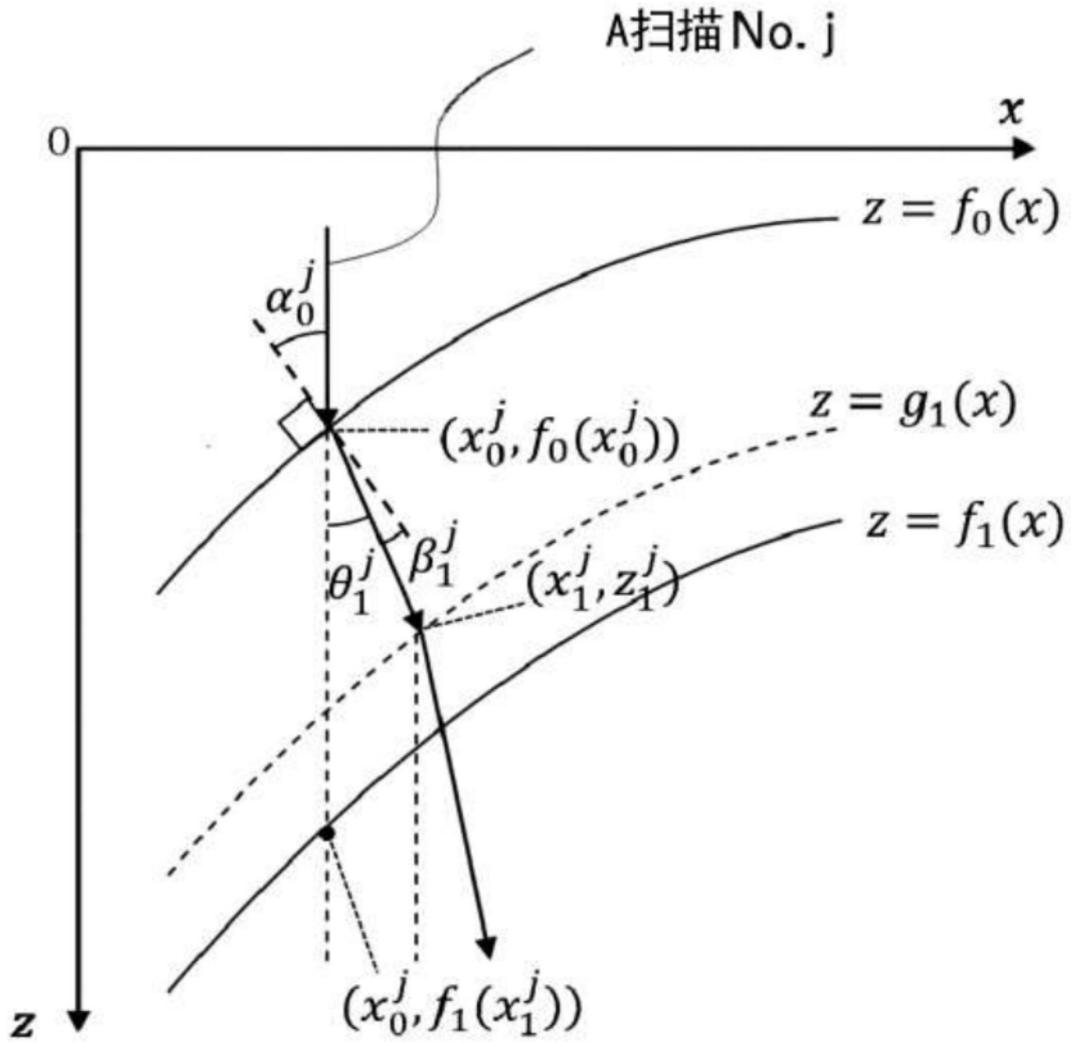


图21

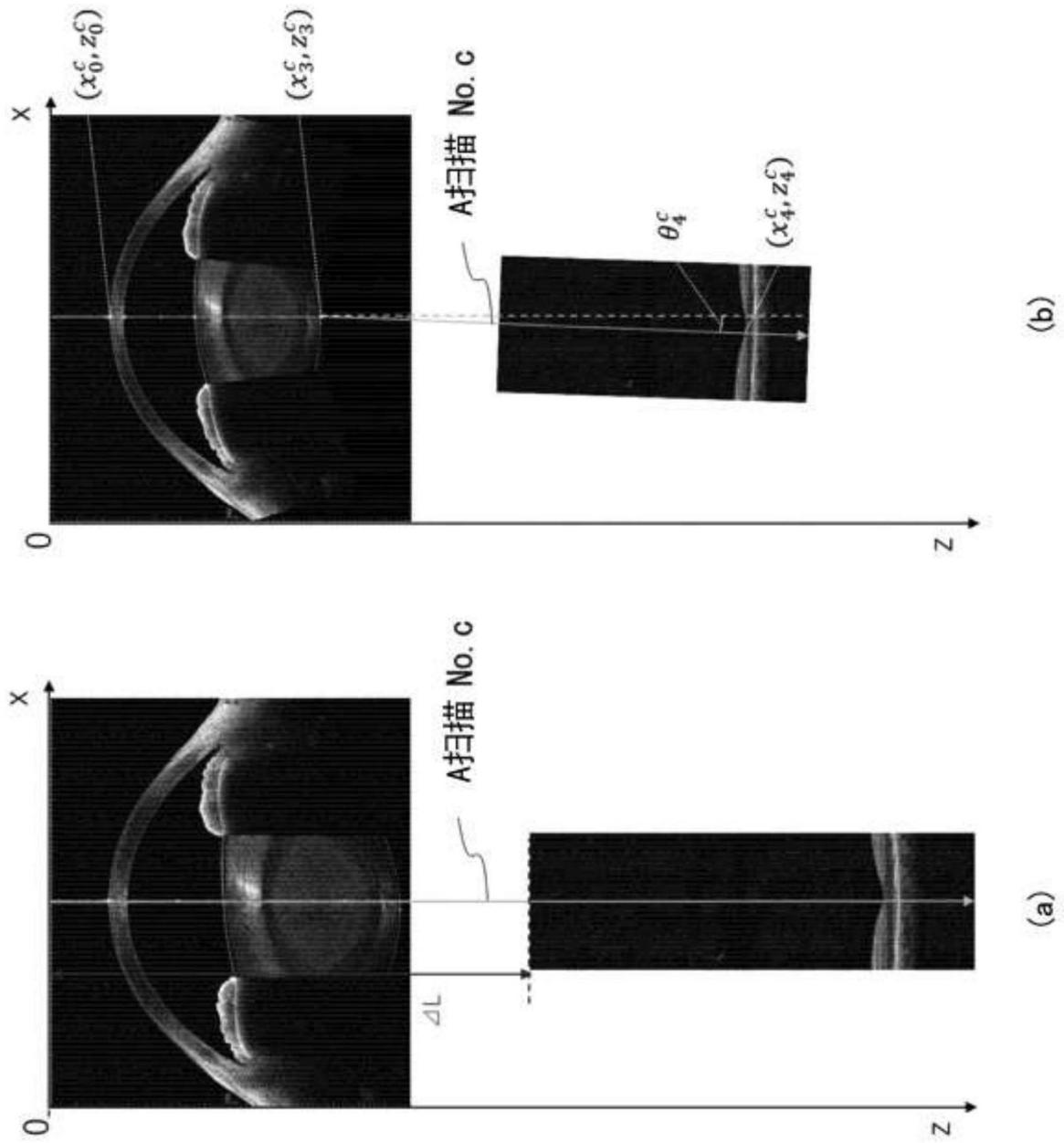


图22

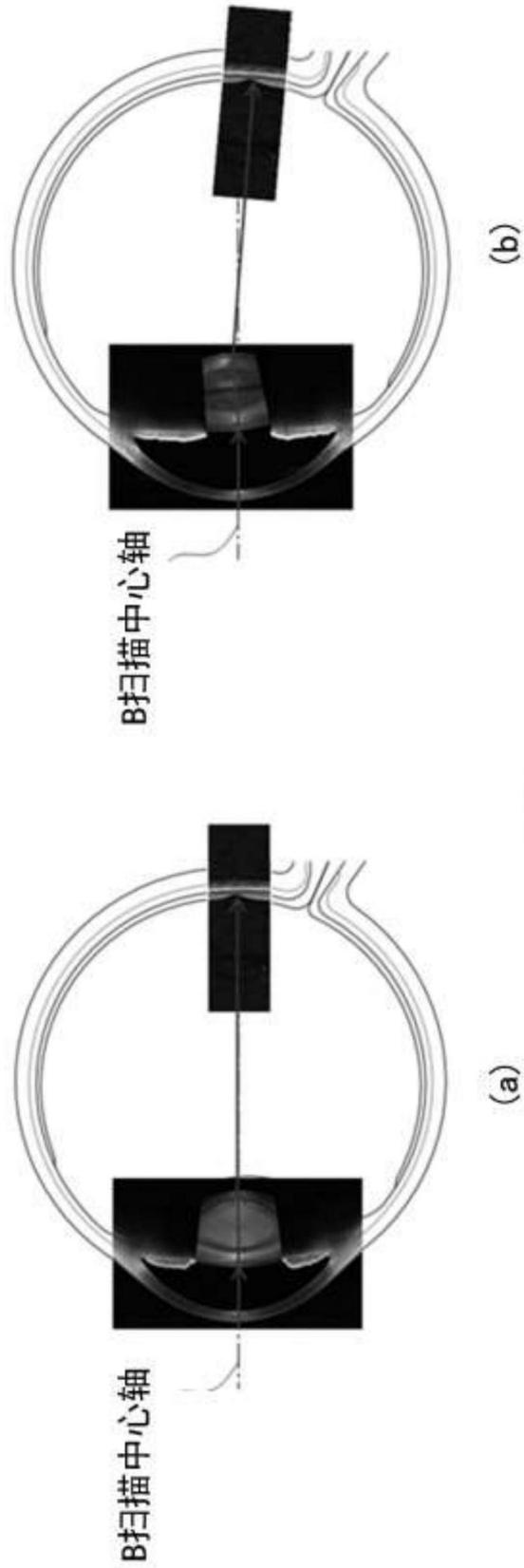


图23

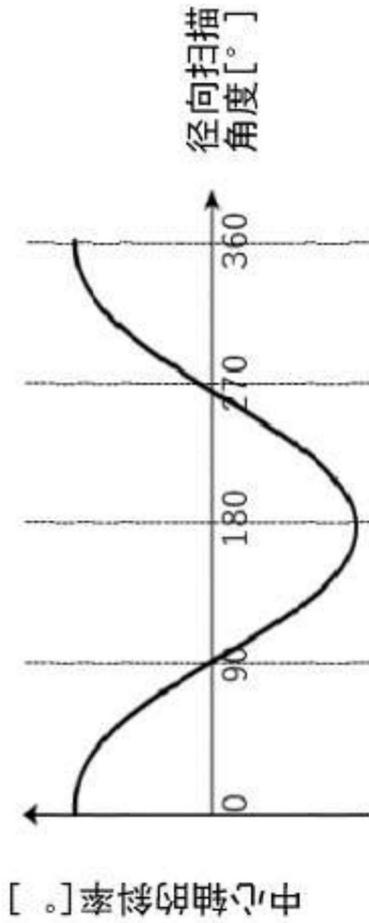


图24

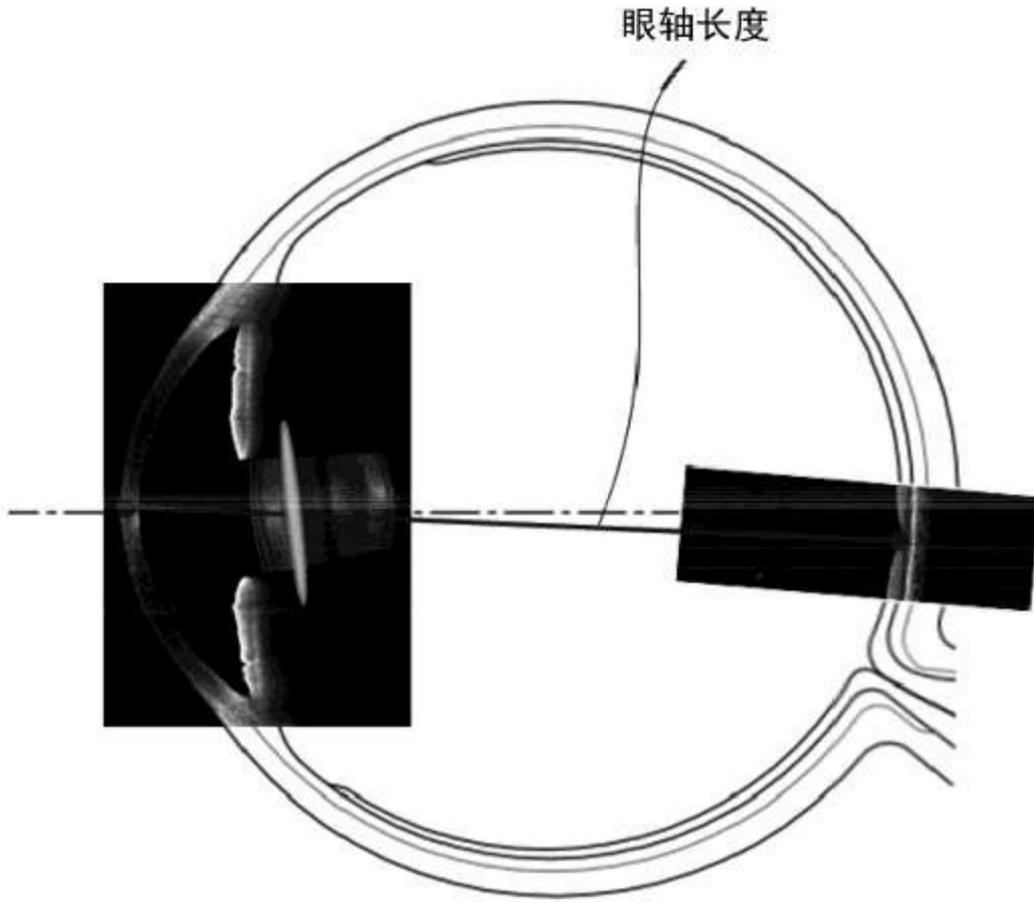


图25

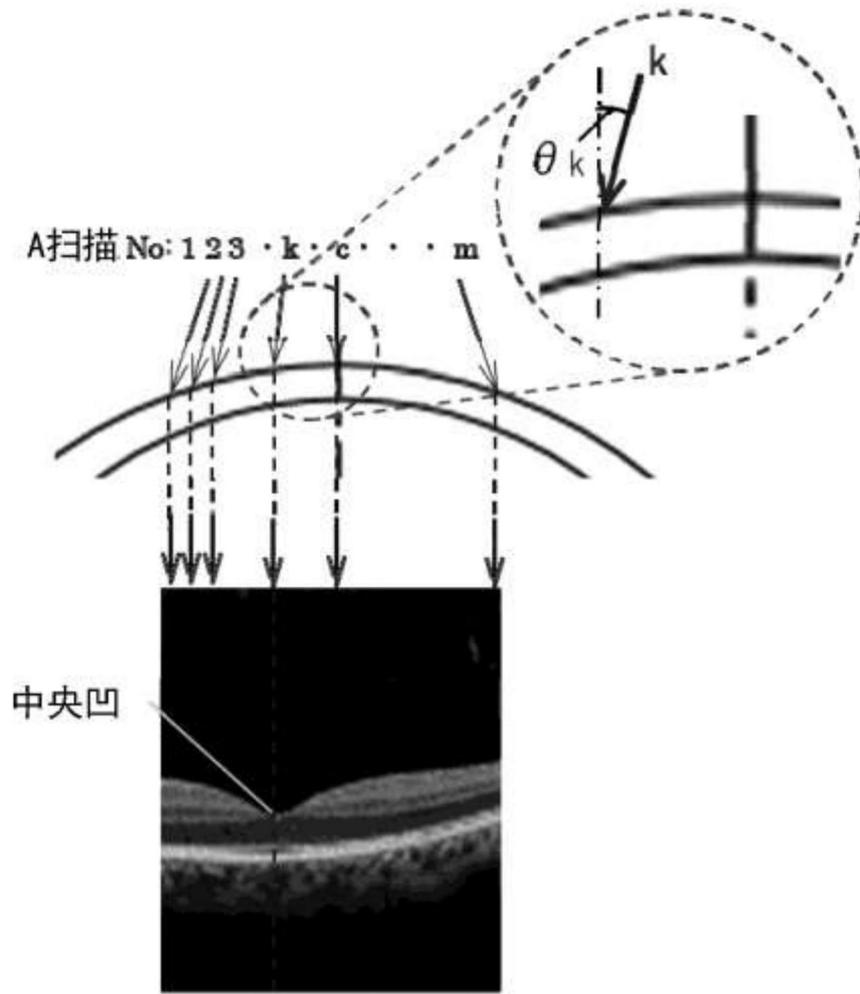


图26

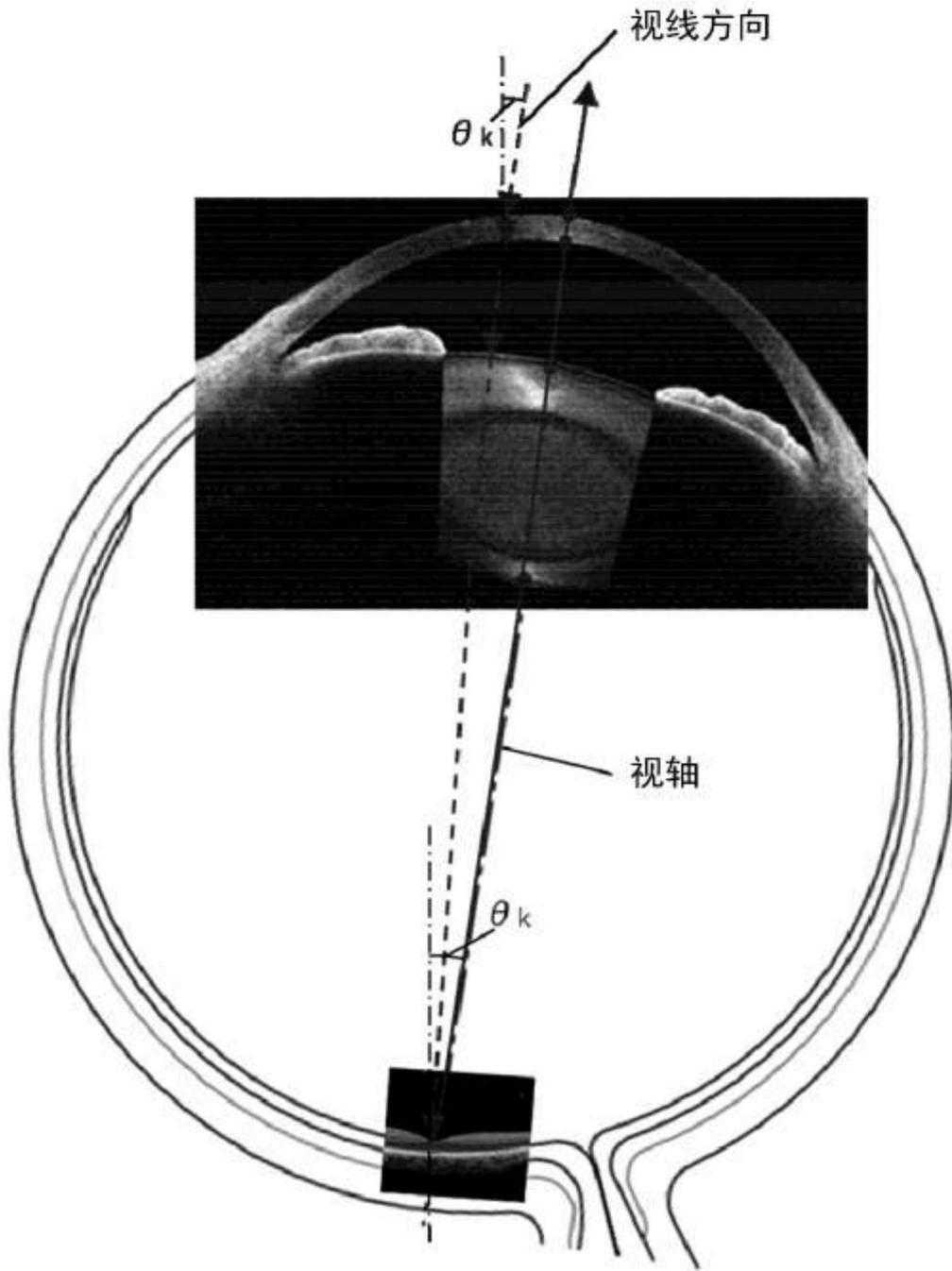


图27