(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103917151 B
(45)授权公告日 2017.07.21

(21)申请号 201280051841.4

(22)申请日 2012.10.22

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103917151 A

(43)申请公布日 2014.07.09

(30)优先权数据
11186271.0 2011.10.22 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.04.22

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2012/070850 2012.10.22

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2013/057307 EN 2013.04.25

(73)专利权人 爱尔康制药有限公司
地址 瑞士弗里堡

(72)发明人 O·克斯廷 M·格伦迪希

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 郑宗玉

(51)Int.Cl.
A61B 3/107(2006.01)
A61B 3/113(2006.01)
A61F 9/007(2006.01)
A61B 3/10(2006.01)

(56)对比文件
CN 103917150 A,2014.07.09,

审查员 喻赛男

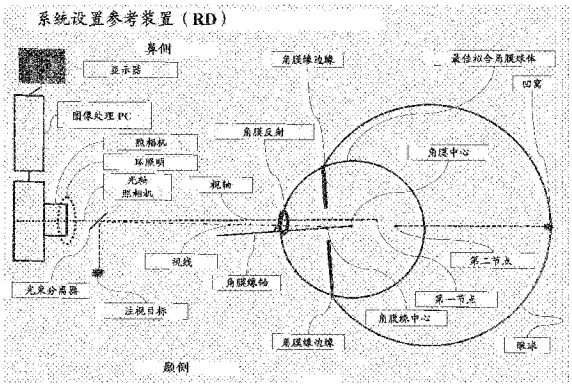
权利要求书3页 说明书12页 附图15页

(54)发明名称

用于监测眼睛的一个或多个手术参数的设备

(57)摘要

一种用于监测多个工作阶段内的眼睛的一个或多个手术参数的设备，多个工作阶段在时间上是分隔的，并且在多个工作阶段之间，患者的眼睛能够已经移动，设备包括：用于拍摄眼睛的一个或多个图像的照相机；用于在第一工作阶段期间基于照相机所拍摄的图像来确定眼睛的至少一个手术参数及其在第一坐标系中的坐标的模块；用于在与第一工作阶段在时间上分隔的第二工作阶段期间基于照相机所拍摄的图像来确定眼睛的至少一个手术参数及其在第二坐标系中的坐标的模块；用于确定第一工作阶段和第二工作阶段之间的六自由度的眼睛运动并且基于第一工作阶段和第二工作阶段之间的六自由度的眼睛运动来确定坐标变换的模块；用于基于确定的眼睛运动将眼睛的至少一个手术参数及其坐标从第一坐标系变换到第二坐标系的模块；用于基于在第二工作阶段期间测量到的眼睛的手术参数及其坐标以及在第一工作阶段期间测量到的变换的眼睛的手术参数及其坐标，量化和/或可视化在第一工作阶段和第二工作阶段之间的眼睛的至少一个手术参数及其坐标的变化的模块，其中，眼睛的手术参数是下列各项中的一项或多项：基于外科地置于患者的眼睛中的植入物的与植入物有关的眼睛的参数；或角膜或角膜缘或巩膜切口的位置和/或轮廓。



CN 103917151 B

1.一种用于监测多个工作阶段内的眼睛的一个或多个手术参数的设备，所述多个工作阶段在时间上是分隔的，并且在所述多个工作阶段之间，患者的眼睛能够已经移动，所述设备包括：

用于拍摄眼睛的一个或多个图像的照相机；

用于在第一工作阶段期间基于照相机所拍摄的图像来确定眼睛的至少一个手术参数及其在第一坐标系中的坐标的模块；

用于在与所述第一工作阶段在时间上分隔的第二工作阶段期间基于照相机所拍摄的图像来确定眼睛的至少一个手术参数及其在第二坐标系中的坐标的模块；

用于确定所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的六自由度的眼睛运动并且基于所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的六自由度的眼睛运动来确定坐标变换的模块；

用于基于所述确定的眼睛运动将眼睛的至少一个手术参数及其坐标从所述第一坐标系变换到所述第二坐标系的模块；

用于基于在所述第二工作阶段期间测量到的所述眼睛的手术参数及其坐标以及在所述第一工作阶段期间测量到的所述变换的眼睛的手术参数及其坐标，量化和/或可视化在所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的眼睛的至少一个手术参数及其坐标的变化的模块，其中，所述眼睛的手术参数是下列各项中的一项或多项：

基于外科地置于患者的眼睛中的植入物的与植入物有关的眼睛的参数；或

角膜或角膜缘或巩膜切口的位置和/或轮廓。

2.如权利要求1所述的设备，其中，与植入物有关的眼睛的参数包括下列各项中的一项或多项：

眼睛中的植入物的取向和/或位置；

破裂口的位置和/或轮廓；

破裂口与植入物的轮廓的重叠。

3.如权利要求1或2所述的设备，其中，用于量化和/或显示眼睛的至少一个手术参数的变化的模块包括：

用于在所述第二工作阶段期间拍摄的眼睛的图像中显示在所述第二工作阶段期间测量到的眼睛的至少一个手术参数和在所述第一工作阶段期间测量到的所述变换的眼睛的手术参数的模块；和/或

用于计算在所述第二工作阶段期间测量到的所述眼睛的手术参数和在所述第一工作阶段期间测量到的所述变换的眼睛的手术参数之间的差异、并且在所述第二工作阶段期间拍摄的眼睛的图像中可视化所述差异的模块。

4.如权利要求1或2所述的设备，其中，

所述第一工作阶段是手术前工作阶段，并且所述第二工作阶段是手术中工作阶段或手术后工作阶段，或

所述第一工作阶段是手术中工作阶段，并且所述第二工作阶段是手术后工作阶段，或

所述第一工作阶段是手术后工作阶段，并且所述第二工作阶段是稍后执行的另一个手术后工作阶段。

5.如权利要求1或2所述的设备，还包括：

用于在多个工作阶段期间随着时间的推移测量并记录眼睛的至少一个手术参数以便随着时间的推移记录所述眼睛的至少一个手术参数的变化的模块。

6.如权利要求1或2所述的设备，还包括：

用于通过环形的光图案来照射眼睛以生成角膜反射的照明单元，所述照明单元被定位为使得环的中心与照相机的光轴同轴；

用于在所述第一工作阶段和/或所述第二工作阶段期间确定眼睛的图像中的角膜反射的位置的模块；

用于在所述第一工作阶段和/或所述第二工作阶段期间基于所述确定的角膜反射的位置，基于将眼睛表示为其上安装有球状成形角膜的球状眼球的几何模型来确定眼睛的至少一个其它参数及其在所述第一坐标系和/或所述第二坐标系中的坐标的模块；

用于在基于所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的眼睛运动变换其坐标以便眼睛的运动被补偿之后，同所述眼睛的与植入物有关的至少一个参数一起，在同一个图像中可视化所述眼睛的至少一个其它参数的模块。

7.如权利要求6所述的设备，其中，

所述眼睛的至少一个其它参数是基于眼睛模型确定的，所述眼睛模型通过球状眼球和安装在球状眼球上的并且具有球面形状或椭球形状的角膜来表示眼睛的形状和位置，由此使得能够使用测量到的角膜反射的位置和眼睛模型来计算所述眼睛的至少一个其它参数。

8.如权利要求7所述的设备，其中，所述眼睛的至少一个其它参数包括下列各项中的一项或多项：

f)根据旋转椭球参数来定义角膜的形状的k读数；

g)作为连接瞳孔中心和已知位置的注视点的线的视线；

h)角膜前房深度；

i)眼睛的视轴；

j)判断眼睛是左眼还是右眼。

9.如权利要求6所述的设备，其中，

所述眼睛的至少一个其它参数包括通过确定角膜反射的最佳拟合椭圆并确定所述椭圆的主轴、次轴和取向而测量到的k读数。

10.如权利要求6所述的设备，其中，

所述设备还包括已知坐标处的注视目标，所述注视目标在照相机的光轴上，并且所述眼睛的至少一个其它参数包括被确定为连接角膜中心和已知的注视目标的向量的视轴，其中，角膜中心是基于角膜反射的位置确定的。

11.如权利要求6所述的设备，其中，

所述眼睛的至少一个其它参数包括视轴和瞳孔轴之间的卡帕角，或

所述眼睛的至少一个其它参数是视轴和角膜表面之间的交叉点，其中，角膜半径是基于角膜反射的位置确定的。

12.如权利要求6所述的设备，其中，

所述眼睛的至少一个其它参数包括前房深度，所述前房深度是基于确定角膜缘的半径R1，并假设角膜缘是具有半径Rc的最佳拟合角膜球体上的纬度圈而确定的，半径Rc是基于角膜光反射确定的，使得角膜前房深度CD通过下列公式导出

CD＝Rc-sqrt(Rc^2-Rl^2)。

13.如权利要求6所述的设备，其中，

所述眼睛的至少一个其它参数包括被确定为连接瞳孔中心和已知位置的注视点的向量的视线，其中，所述瞳孔中心的z坐标是基于照相机和眼睛之间的已知距离确定的，并且所述瞳孔的x坐标和y坐标是基于测量所述图像中的瞳孔位置确定的，和/或

所述眼睛的至少一个其它参数包括瞳孔轴，所述瞳孔轴是穿过瞳孔的中心的线并与角膜表面正交。

14.如权利要求6所述的设备，其中，

所述眼睛的至少一个其它参数包括当所述患者注视落在照相机的光轴上的已知注视点时，确定是角膜缘的中心还是角膜的中心更接近于照相机的光轴。

15.如权利要求6所述的设备，包括：

用于在同一个图像中可视化在所述第一工作阶段期间确定的所述眼睛的至少一个或更多个手术参数和所述眼睛的至少一个或更多个其它参数的任意组合、以及在所述第二工作阶段期间确定的所述眼睛的至少一个或更多个手术参数和所述眼睛的至少一个或更多个其它参数的任意组合。

用于监测眼睛的一个或多个手术参数的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于监测眼睛的一个或多个手术参数的设备。

背景技术

[0002] 本发明涉及眼科领域，具体地涉及眼睛屈光诊断和眼睛手术。对于大多数眼睛屈光治疗：

[0003] (1)确定患者的眼睛的手术前诊断信息，以选择适当的过程(例如，植入与激光)并定义各个治疗步骤(例如，在哪里切割或如何对齐植入物)，

[0004] (2)执行各个手术治疗，插入屈光校正植入物(例如，人工晶状体IOL、角膜嵌体)或执行手术动作(例如，切割切口，应用激光发射模式)，以及

[0005] (3)确定患者的眼睛的手术后诊断信息，该手术后诊断信息包括植入物和/或手术动作。

[0006] (1)和(3)通常是在手术室外面使用诸如角膜散光计、角膜地形图仪(topographer)、波阵面分析器、沙依姆弗勒(scheimflug)设备、干涉仪或裂隙灯的诊断装置来执行的。(2)通常是在手术室中使用通用手术显微镜和支持外科医生的手动操作的适当工具(例如，手术刀、超声乳化(phaco)机)、或使用用于手术步骤的部分或完全自动化的专用设备(例如，屈光准分子激光治疗仪、白内障激光治疗仪)来执行的。

[0007] 当前存在各式各样的测量眼睛的特性的诊断装置。角膜地形图仪或角膜散光计确定患者的角膜的形状和曲率(例如，Zeiss Atlas)，波阵面装置确定患者的眼睛光学系统的完全屈光(例如，AMO波阵面科学COAS)，干涉仪测量患者的眼球的轴向长度(例如，Haag-Streit LenStar LS900)，沙依姆弗勒(scheimflug)测量角膜屈光的前侧和背侧以及厚度(例如，Oculus Pentacam)，以及裂隙灯提供患者的眼睛的正面的图像，供医生手动检查。

[0008] 所有不同的诊断方法和相关联的装置都发展为具有对于单个眼睛测量的高可重复性的准确工具，因此应用在手术前以及手术后，用于检查以验证临床结果。

[0009] 有其它方法出现在用于对眼睛进行手术中测量的眼科前景中。手术中角膜散光计手持工具(例如，STORZ的散光标尺)可以用来粗略地测量角膜形状及其在手术期间的变化，手术中波阵面装置原则上用于在天然晶状体(例如，Wavetec ORange)去除之后确定人工晶状体的所需要的屈光度(power)和散光。所有手术中屈光测量工具均受到进行测量的时刻的影响：眼睛手术的时刻。与天然的无手术条件相比，手术中的眼睛特性改变。眼内压力可能较高，角膜可能会由于机械碰撞而变形，眼睛液体的屈光可能由于液体的部分交换而改变等。但是，独立于这个一般的缺点，这些设备在一个时刻对一个特定眼睛的可重复性是合理的。

[0010] 以上在本节中列出的所有装置和工具共同地具有或多或少的装置内一致的坐标系的可用性(“装置一致”，这意味着工具或装置从在一个时刻T测量的患者X多次提供一致的输出)，但是它们全都缺乏全过程覆盖一致的坐标系(“过程一致”)。利用过程一致的坐标系，在视觉上获取患者的眼睛的每个过程步骤(测量或治疗)可被匹配并被变换到最初定义

的参考坐标系。

[0011] 由于缺乏过程一致的坐标系，因此在不同步骤之间发生的系统误差直接影响整体治疗误差。一些示例：

[0012] a)坐到坐误差(Sit-to-Sit-Error)：当前实践是在患者头部处于直立位置的情况下进行所有诊断测量。99%的外科医生认为，对于每一次测量，重力使眼睛保持在准确的取向。如此，可以容易地执行来自不同装置的测量结果的组合。令人遗憾的是，这种认为是错误的。眼睛从一个坐姿到另一个坐姿会旋转最多7°。

[0013] b)标记误差(Marker-Error)：当前实践是使用油墨标记或油墨标记工具来标记角膜或角膜缘边界上的轴或位置。由于标记的大小(例如，可以是厚5°的标记)、当外科医生执行标记时未知的坐标系(参见a))以及读取标记的精确度，使用油墨标记的精确度是受限的。误差可以容易地总计达到6°或更高。

[0014] c)外科医生误差(Surgeons-Error)：迄今为止，例如，白内障外科医生完全手动地执行要求特殊精确度的大多数手术步骤：他们基于他们以前做的标记来定位切口或对齐植入物。除标记误差之外，还需要考虑外科医生手指的机械精度。

[0015] d)植入物误差(Implant-Error)：取决于植入物的类型，可能会发生植入物的不同的手术后移动。例如，早期的环曲面人工晶状体设计基于裂隙灯评估趋向于在手术后移动高达10°。

[0016] 从整体临床结果导出指导准则、列线图(nomograms)、或新的植入物设计和工具设计，无法确定或区分如a)-d)的不同系统误差影响的分离。

[0017] 由于最新一代的植入物或最新一代的激光系统的高光学复杂性，这种对更大的诊断和手术精确度的需求已经存在，但是利用现有的工具只能确定整体误差，但是不能确定处理每一个单个诊断步骤或手术步骤的误差传播。

发明内容

[0018] 鉴于前述的情况，根据一个实施例，提供了过程一致的坐标系，在视觉上获取患者的眼睛的每一个过程步骤(测量或治疗)可被匹配并被变换到最初定义的参考坐标系。这克服了在其中可以包括手术前、手术和手术后的多个工作阶段内缺乏连贯过程坐标系的缺点。

[0019] 根据一个实施例，提供了一种用于监测多个工作阶段内的眼睛的一个或多个手术参数的设备，所述多个工作阶段在时间上是分隔的，并且在所述多个工作阶段之间，患者的眼睛能够已经移动，所述设备包括：

[0020] 用于拍摄眼睛的一个或多个图像的照相机；

[0021] 用于在第一工作阶段期间基于照相机所拍摄的图像来确定眼睛的至少一个手术参数及其在第一坐标系中的坐标的模块；

[0022] 用于在与所述第一工作阶段在时间上分隔的第二工作阶段期间基于照相机所拍摄的图像来确定眼睛的至少一个手术参数及其在第二坐标系中的坐标的模块；

[0023] 用于确定所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的六自由度的眼睛运动并且基于所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的六自由度的眼睛运动来确定坐标变换的模块；

[0024] 用于基于所述确定的眼睛运动将眼睛的至少一个手术参数及其坐标从所述第一坐标系变换到所述第二坐标系的模块；

[0025] 用于基于在所述第二工作阶段期间测量到的所述眼睛的手术参数及其坐标以及在所述第一工作阶段期间测量到的所述变换的眼睛的手术参数及其坐标，量化和/或可视化在所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的眼睛的至少一个手术参数及其坐标的变化的模块，其中，所述眼睛的手术参数是下列各项中的一项或多项：

[0026] 基于外科地置于患者的眼睛中的植入物的与植入物有关的眼睛的参数；或

[0027] 角膜或角膜缘或巩膜切口的位置和/或轮廓。

[0028] 这样的布置允许即使在执行手术之后也能监测手术参数，以检查是否存在手术参数（例如与植入物有关的眼睛参数或切口的位置或轮廓）的任何时间变化。这是用于在手术后阶段监测手术的成功或失败的重要诊断信息。

[0029] 根据一个实施例，与植入物有关的眼睛的参数包括下列各项中的一项或多项：

[0030] 眼睛中的植入物的取向和/或位置；

[0031] 破裂口的位置和/或轮廓；

[0032] 破裂口与植入物的轮廓的重叠。

[0033] 这些是与植入物有关的参数的优选示例，检测这些参数以观看随着时间的推移的手术结果是有益的。

[0034] 根据一个实施例，用于量化和/或显示眼睛的至少一个手术参数的变化的模块包括：

[0035] 用于在所述第二工作阶段期间拍摄的眼睛的图像中显示在所述第二工作阶段期间测量到的眼睛的至少一个手术参数和在所述第一工作阶段期间测量到的所述变换的眼睛的手术参数的模块；和/或

[0036] 用于计算在所述第二工作阶段期间测量到的所述眼睛的手术参数和在所述第一工作阶段期间测量到的所述变换的眼睛的手术参数之间的差异、并且在所述第二工作阶段期间拍摄的眼睛的图像中可视化所述差异的模块。

[0037] 这使得能够随着时间的推移比较眼睛参数的发展，例如，通过比较手术后变化与手术期间的情况，或者在补偿了两次测量之间的眼睛运动的情况下通过比较两个不同的手术后时间示例。在两个时间示例确定的眼睛参数（例如植入物的位置）可以直接通过在补偿了眼睛运动的情况下在图像中显示该眼睛参数来可视化，或者可以计算差异（例如x参数、y参数或旋转参数的差异）并且只在图像中显示差异。

[0038] 根据一个实施例，所述第一工作阶段是手术前工作阶段，并且所述第二工作阶段是手术中工作阶段或手术后工作阶段，或

[0039] 所述第一工作阶段是手术中工作阶段，并且所述第二工作阶段是手术后工作阶段，或

[0040] 所述第一工作阶段是手术后工作阶段，并且所述第二工作阶段是稍后执行的另一个手术后工作阶段。

[0041] 这些是在不同时间示例的工作阶段的合适的示例，可以在对工作阶段之间的眼睛运动进行补偿的同时比较眼睛参数。

[0042] 根据一个实施例，设备还包括：

[0043] 用于在多个工作阶段期间随着时间的推移测量并记录眼睛的至少一个手术参数以便随着时间的推移记录所述眼睛的至少一个手术参数的变化的模块。

[0044] 这使得能够通过补偿眼睛运动，记录并监测眼睛的其它参数的发展，由此在一致的坐标系中记录并监测任意长时间段内的手术结果或影响。以此方式，例如，可以实现关于手术技术的长期成功或失败的研究，这些研究到目前为止是不可能的。

[0045] 根据一个实施例，设备还包括：

[0046] 用于通过环形的光图案来照射眼睛以生成角膜反射的照明单元，所述照明单元优选地被定位为使得环的中心与照相机的光轴同轴；

[0047] 用于在所述第一工作阶段和/或所述第二工作阶段期间确定眼睛的图像中的角膜反射的位置的模块；

[0048] 用于在所述第一工作阶段和/或所述第二工作阶段期间基于所述确定的角膜反射的位置，基于将眼睛表示为其上安装有球状成形角膜的球状眼球的几何模型来确定眼睛的至少一个其它参数及其在所述第一坐标系和/或所述第二坐标系中的坐标的模块；

[0049] 用于在基于所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的眼睛运动变换其坐标以便眼睛的运动被补偿之后，同所述眼睛的与植入物有关的至少一个参数一起，在同一个图像中可视化所述眼睛的至少一个其它参数的模块。

[0050] 以此方式，除了手术眼睛参数之外，不是手术眼睛参数的其它眼睛参数还可被确定并被监测。也可以在对工作阶段之间的眼睛运动进行补偿的同时与眼睛的手术参数一起额外地可视化其它眼睛参数。

[0051] 根据一个实施例，至少一个其它参数是基于眼睛模型确定的，所述眼睛模型通过球状眼球和安装在球状眼球上的并且具有球面形状或椭球形状的角膜来表示眼睛的形状和位置，由此使得能够使用测量到的角膜反射的位置和眼睛模型来计算至少一个其它参数。

[0052] 这是确定不能直接从由照相机拍摄的图像中测量的眼睛参数的合适的方式。

[0053] 根据一个实施例，所述至少一个其它眼睛参数包括下列各项中的一项或多项：

[0054] a)根据旋转椭球参数来定义角膜的形状的k读数；

[0055] b)作为连接瞳孔中心和已知位置的注视点的线的视线；

[0056] c)角膜前房深度；

[0057] d)眼睛的视轴；

[0058] e)判断眼睛是左眼还是右眼。

[0059] 这些是眼睛的其它参数的合适的示例。

[0060] 根据一个实施例，所述眼睛的至少一个其它参数包括通过确定角膜反射的最佳拟合椭圆并确定所述椭圆的主轴、次轴和取向而测量到的k读数。

[0061] 这使得能够确定散光，包括角膜的陡轴和平轴的长度以及散光的取向。最佳拟合角膜球体的直径可以通过平轴和陡轴的平均值来近似。

[0062] 根据一个实施例，所述设备还包括已知坐标处的注视目标，所述注视目标优选地在照相机的光轴上，并且眼睛的至少一个其它参数包括被确定为连接角膜中心和已知的注视目标的向量的视轴，其中，角膜中心是基于角膜反射的位置确定的。

[0063] 这使得能够确定视轴。

[0064] 根据一个实施例，所述眼睛的至少一个其它参数包括视轴和瞳孔轴之间的卡帕角，或

[0065] 其它参数是视轴和角膜表面之间的交叉点，其中，角膜半径是基于角膜反射的位置确定的。

[0066] 这允许确定对外科医生有益的其它参数。

[0067] 根据一个实施例，所述眼睛的至少一个其它参数包括前房深度，所述前房深度是基于确定角膜缘的半径R1，并假设角膜缘是具有半径Rc的最佳拟合角膜球体上的纬度圈而确定的，半径Rc是基于角膜光反射确定的，使得角膜前房深度CD通过下列公式导出

[0068] CD=Rc-sqrt(Rc^2-R1^2)。

[0069] 前房深度是对于外科医生有益的信息。

[0070] 根据一个实施例，所述眼睛的至少一个其它参数包括被确定为连接瞳孔中心和已知位置的注视点的向量的视线，其中，所述瞳孔中心的z坐标是基于照相机和眼睛之间的已知距离确定的，并且所述瞳孔的x坐标和y坐标是基于测量所述图像中的瞳孔位置确定的，和/或

[0071] 所述眼睛的至少一个其它参数包括瞳孔轴，所述瞳孔轴是穿过瞳孔的中心的线并与角膜表面正交。

[0072] 以此方式，可以确定视线和瞳孔轴。

[0073] 根据一个实施例，所述眼睛的至少一个其它参数包括当所述患者注视落在照相机的光轴上的已知注视点时，确定是角膜缘的中心还是角膜的中心更接近于照相机的光轴。

[0074] 这使得能够判断眼睛是左眼还是右眼。它可以用作防止对错误的眼睛执行手术或诊断的保障措施。

[0075] 根据一个实施例，用于在同一个图像中可视化所述眼睛的至少一个或更多个手术参数和在所述第一工作阶段期间确定的所述眼睛的至少一个或更多个其它参数的任意组合、以及所述眼睛的至少一个或更多个手术参数和在所述第二工作阶段期间确定的所述眼睛的至少一个或更多个其它参数的可能的不同的任意组合，以便所述第一工作阶段和所述第二工作阶段之间的眼睛运动被补偿的模块。

[0076] 这允许在补偿不同的工作阶段之间的眼睛运动的同时可视化至关重要的任何组合的任何一个手术参数或其他参数。

附图说明

[0077] 图1至图15示出了本发明的各实施例。

具体实施方式

[0078] 根据一个实施例，提供了一种设备，该设备实现用于在下列各项中的任意两项之间随着时间的推移监测与眼睛手术有关的眼睛特性的解决方案：

[0079] • 手术前

[0080] • 手术中

[0081] • 手术后

[0082] 在下文中，将空间和屈光的眼睛特性称为“眼睛参数”。

[0083] 对于手术中测量，根据一个实施例的解决方案要求连接到PC的显微照相机。

[0084] 根据一个实施例，对于手术前和手术后测量，这里描述的解决方案使用下文中被称为“参考装置”(RD)的特定设备，该特定设备包括连接到十字工作台上的照明系统和数码照相机的PC，该数码照相机允许拍摄在定义的位置的患者眼睛的高分辨率彩色图像。在图1中示意地示出了根据一个实施例的设备及其与眼睛一起的使用。

[0085] RD的照明系统生成环形的照明图案，并且可以例如包括围绕照相机的光轴的LED的同心环、和注入在照相机的光轴上的注视LED。优选地，LED的环与照相机的光轴同轴，而照相机的光轴与环的区域正交。

[0086] 在PC上处理获取的图像，并且可以使用获取的图像来自动地或手动地测量如在图像获取时一样的绝对眼睛参数、或者眼睛参数相对于前一测量工作阶段的参考图像的变化。

[0087] 根据一个实施例，该设备允许通过主动测量眼睛在2个测量工作阶段之间如何在六个自由度上移动，确定测量工作阶段内以及测量工作阶段之间测量到的参数相对于彼此的空间关系。

[0088] 根据一个实施例，基于巩膜血管特征或角膜缘、虹膜特征与2个工作阶段之间的定义的照明系统的角膜反射的配准，测量六自由度的眼睛运动。

[0089] 一个初始(通常是手术前的，但是手术后也是可以的)参考测量值充当用于同一个眼睛的所有随后的测量工作阶段(手术前或手术后)的参考坐标系。

[0090] 可以通过应用空间相似性变换将在随后的工作阶段中测量到的所有参数变换到参考(或反之)坐标系，该空间相似性变换补偿当前测量值和参考测量值之间的眼睛运动。一旦变换到参考坐标系，就可以比较来自不同测量的参数，并且消除眼睛运动的影响。

[0091] 在一个实施例中，该方法用于分析诸如眼睛中的眼睛植入物(例如人工晶状体)的位置和取向的参数。以此方式，可以随着时间的推移监测植入物在眼睛中被定位并被定向的稳定性如何，而不会在精确度上受测量工作阶段之间的眼睛运动量限制。

[0092] 可以在手术前参考测量工作阶段中利用RD测量的典型的眼睛参数是：

[0093] 1)瞳孔位置、形状和大小(明视觉、暗视觉、中间视觉)

[0094] 2)角膜缘位置、形状和大小

[0095] 3)K读数

[0096] 4)视线(LOS)

[0097] 5)角膜前房深度近似

[0098] 6)LOS与角膜表面的交叉点以及卡帕(kappa)角

[0099] 7)OD/OS分类

[0100] 这些眼睛参数可以在手术前工作阶段中测量以及稍后在手术中或手术后工作阶段中测量，然后可以确定并可视化这些眼睛参数的随着时间的推移的变化或发展。

[0101] 然后，通过测量下列各项来确定眼睛运动，根据一个实施例，该运动使得能够将来自一个工作阶段的眼睛参数变换到另一个工作阶段的眼睛参数：

[0102] 8)相对于参考测量值的相对眼睛运动(通过测量下列各项)

[0103] a)在X和Y上的相对平移

[0104] b)在Z上的相对平移

[0105] c)相对旋转(围绕Z轴)

[0106] d)相对滚动和倾斜(围绕X轴和Y轴)

[0107] 还可以测量与眼睛手术和植入物的放置有关的其他参数。

[0108] 在(随后的)手术中或手术后测量工作阶段中,可以测量下列眼睛参数,作为前述眼睛参数的补充(或代替):

[0109] 9)眼睛中的植入物的取向和位置

[0110] a)眼睛中的植入物标记的位置(环曲面标记或多焦点环)

[0111] b)植入物的旋转取向

[0112] c)植入物的滚动和倾斜

[0113] d)植入物轮廓

[0114] e)植入物中心的XY位置

[0115] f)眼睛中的植入物触觉的位置

[0116] 此外,可以测量也与植入物有关的另一种类型的参数,即

[0117] 10)囊袋中的破裂口(Rhexis),具体而言

[0118] a)轮廓

[0119] b)直径

[0120] c)眼睛中的XY位置。

[0121] d)与晶状体的重叠

[0122] 在替代实例中,RD包含允许在角膜和晶状体组织内部测量的额外的沙伊姆弗勒(Scheimpflug)设置或干涉仪设置。在这样的设置中,除上文所提及的参数之外,还可以就植入物在眼睛中的位置、植入物的宽度和深度、以及植入物到角膜的距离,测量角膜切口。

[0123] 在第二替代实例中,RD还包含普拉西多(placido)环照明,该环照明允许分析角膜的地形。在这样的设置中,可以评估例如LASIK激光治疗前后的角膜地形中的准确变化。通过对地形数据应用空间相似性变换,可以确保正确地对齐地形数据,并且正确地计算角膜的地形的变化。

[0124] 在第三替代实例中,RD还包含允许分析眼睛的完全屈光的波阵面分析仪(哈特曼夏克传感器(Hartmann-Shack-Sensor))。

[0125] 在又一个替代实例中,执行来自RD的图像与其他专用眼睛诊断装置的配准,从而允许将由这些装置测量到的专用参数变换到由RD提供的参考坐标系。在该实例中,也可以在由RD提供的参考一致的坐标系中随着时间的推移监测这些额外的空间眼睛参数的变化。

[0126] 在下文中,将描述根据本发明的设备(参考装置)的各实施例,并且将说明该设备的操作和功能。

[0127] 根据一个实施例的设备的主要功能是:

[0128] • 测量不同的测量工作阶段中的多个眼睛参数或参数集。

[0129] • 确定测量工作阶段之间的眼睛运动。

[0130] • 应用空间相似性变换将每一个眼睛参数或参数集变换到由初始参考测量值定义的参考坐标系。

[0131] • 量化并显示手术前、手术中和手术后的测量工作阶段之间的眼睛参数或眼睛参数集中的变化。

[0132] • 量化并显示手术计划和手术后的结果之间的差异。

[0133] 一个实施例中的眼睛参数是通过组合图像处理与通用眼睛模型来测量的。例如，根据一个实施例，模型将眼球表示为其上安装有角膜的球体，该角膜也是球状(或在一个实施例中，具有椭圆形状)。使用这样的眼睛模型允许间接地测量不能直接在图像中可见的特性，例如角膜前房深度。

[0134] 现在，将说明如何根据各实施例确定眼睛参数，然后可以使用检测到的眼睛运动，将眼睛参数从一个工作阶段变换到另一个工作阶段。

[0135] 1)瞳孔位置、形状和大小(明视觉，暗视觉，中间视觉)

[0136] 瞳孔检测是传统的图像处理任务。这里使用了传统的基于阈值的方法。通过改变照明强度，可以使患者的瞳孔进入明视觉、暗视觉和中间视觉的状态(瞳孔大小改变)。

[0137] 2)角膜缘位置、形状和大小

[0138] 类似于瞳孔检测，这里使用了使用角膜缘边缘检测和圆形拟合的标准方法。

[0139] 3)K读数：

[0140] k读数按照旋转椭球参数将角膜的形状定义为次轴(在眼科中为陡轴)、主轴(在眼科中为平轴)和轴取向。这里，在一个实施例中，还通过检测RD的LED的同轴环的角膜反射，应用已知的角膜散光计方法。这些反射的最佳拟合椭圆给出了k读数的参数。

[0141] 4)视线(LOS)

[0142] 视线将注视点与眼睛的入射瞳孔的中心连接。RD拍摄从定义的距离Zp到眼睛的图像。根据设计，照相机的成像几何形状以及注视目标相对于照相机的投影中心的位置是已知的。因此，可以利用瞳孔的坐标Xp、Yp和Zp在3维空间中测量该瞳孔。连接入射瞳孔和注视目标的3d向量给出了LOS。这在图2中示意地示出。

[0143] 5)角膜前房深度近似

[0144] 类似于角膜表面的最佳拟合球体的半径Rc是根据k读数确定的平轴和陡轴的平均。假设具有半径R1的角膜缘是具有半径Rc的最佳拟合角膜球体上的纬度圈，可以通过下列公式来导出角膜前房深度CD的近似：CD=Rc-sqrt(Rc^2-R1^2)。这在图3中示意地示出。

[0145] 6)LOS或视轴与角膜表面的交叉点

[0146] 交叉点是用于植入角膜嵌体并用于使激光治疗居中的有效参考点。交叉点可以通过将最佳拟合角膜球体与LOS交叉来近似。

[0147] 该球体的中心的横向坐标Xc和Yc很好地通过LED的环的角膜反射的中心来近似。球体中心的Z坐标通过Zc=Zp-CD+Rc来建模。

[0148] 使用简单向量代数，可以计算由球体的中心[Xc,Yc,Zc]及其半径Rc定义的该球体和LOS之间的交叉点。

[0149] 隐含地，该交叉点也是常常引用的卡帕(kappa)角或λ(lambda)角的表示。在文献中，卡帕(kappa)角被称为视轴(VA，参见下面的定义)和瞳孔轴(PA)之间的角度，该瞳孔轴(PA)连接瞳孔中心[Xp,Yp,Zp]与角膜中心[Xc,Yc,Zc]。因此，PA垂直于角膜表面。图4中示出了PA及其确定。在一个实施例中，PA的确定可以按如下方式来实现：

[0150] 1.检测图像中的瞳孔中心以获得瞳孔XY

[0151] 2.检测角膜反射

[0152] 3.从CR计算角膜中心XYZ和角膜半径

[0153] 4.检测图像中的角膜缘大小

[0154] 5.使用角膜缘大小和角膜半径来计算前房深度

[0155] 6.使用前房深度和角膜中心XYZ来计算瞳孔Z

[0156] 7.PA是穿过瞳孔XYZ和角膜中心XYZ的向量

[0157] 由于VA的客观测量不是无足轻重的，所以常常替代地使用LOS，上文已经描述了LOS的确定。在文献中，PA和LOS之间的角度被称为λ(lambda)角(参见图5)。实际上，项lambda=kappa(直到0.2°)。

[0158] 然而，根据一个实施例，可以确定实际的视轴。为了该目的，在一个实施例中，假设角膜中心与第一节点匹配。然后，视轴可被确定为连接注视点和角膜的中心的线。这在图6中示出。然后，图7示出了卡帕(kappa)角的确定。在一个实施例中，该确定可以使用下列步骤来实现：

[0159] 1.检测角膜反射

[0160] 2.从CR计算角膜中心XYZ和角膜半径

[0161] 3.使用模型假设：角膜中心=第一节点

[0162] 4.使用注视目标的给定的XYZ坐标

[0163] 5.VA是穿过第一节点XYZ和注视目标XYZ的向量

[0164] 7)OD/OS分类：

[0165] 可以从利用RD获取的图像导出的另一个参数是当前图像显示了左眼还是右眼。对于可用性目的以及严重错误防止来说，该参数相当有用。

[0166] 在文献中已知，与眼睛的光轴(OAE)相比，视轴(VA)(连接注视点与穿过眼睛的第一和第二节点的凹窝的光线)具有朝向鼻侧的倾斜(参见下面的图像)。OAE和VA之间的角度在文献中被称为α(ALPHA)角，并具有大约5°的大小。

[0167] OAE是穿过最佳拟合球体的曲率中心到眼睛的屈光表面的最佳拟合线。屈光表面是角膜的前表面和背表面、以及晶状体的前表面和背表面。

[0168] 通过使患者的眼睛在照相机图像中居中并且通过要求患者注视目标，患者大致将VA与照相机的光轴(OAC)对齐。因此，OAE与OAC大约成5°的角度。

[0169] 角膜反射的中心类似于角膜中心的图像位置的非常好的近似，根据OAE的定义，角膜中心落在OAE，或非常接近于OAE。

[0170] 在该实施例中使用的一个新的方面是，连接角膜缘中心和角膜中心的轴(将被称为角膜缘轴(LA))也提供非常可靠并且稳定的参考，以量化VA朝向鼻侧的倾斜。基于角膜中心和角膜缘中心的OD/OS分类是可靠的，这是因为：

[0171] • 患者正在注视并且将VA与OAC对齐。

[0172] • 角膜的中心和角膜缘的中心两者都落在LA上并且非常接近于OAE。

[0173] • 角膜缘中心始终比角膜中心更接近于照相机。

[0174] • VA指向鼻侧。

[0175] 这在图8中示出。

[0176] 于是，在照相机图像中，角膜中心出现在左眼的角膜缘中心的左侧以及右眼的角膜缘中心的右侧。这在图9中示出。

[0177] 在下文中，将更详细地说明如何根据一个实施例测量眼睛运动以及确定坐标变

换。

[0178] 根据一个实施例，确定六自由度的相对于参考测量的相对眼睛运动。

[0179] 这是在不同的测量工作阶段期间取得的测量值之间的联系的基础，其中，不同的测量工作阶段可能相隔几分钟、几天、几个月或几年，并且可能在不同的诊断设备上执行。US7,600,873B2教导了如何使用诸如巩膜血管、瞳孔、角膜缘、虹膜特征和/或角膜反射的眼睛特征来恢复六自由度的眼睛运动。

[0180] 6个恢复的参数(在X、Y、Z上的平移以及围绕X、Y和Z轴的旋转)描述了可以对眼睛上或眼睛中的任何导出的坐标应用的变换——空间相似性变换。在一个实施例中，使用了如US7,600,873B2中描述的基于相同特征的方法。

[0181] 在上文中，描述了通过使用眼睛的图像以及环形照明源的角膜反射的图像以及眼睛模型来确定眼睛参数的各实施例，其中，眼睛参数涉及眼睛的形状或位置或其光学性质，眼睛模型通过几何模型表示眼睛本身。除直接确定的角膜反射之外，还使用眼睛模型来确定这样的“其它”眼睛参数中的一个或多个：照相机的确定的设置、照明源、以在一些实施例中还包括已知的注视点。这些参数是在多个工作阶段内通过使用坐标变换而确定的，以监测并记录这些参数在不同的工作阶段之间随着时间的推移的变化，其中，坐标变换基于在六个维度上的眼睛运动的确定。应该注意的是，所描述的“其它的眼睛参数”可以单独地测量，或者在测量工作阶段中按照任意组合来测量。

[0182] 现在将描述其中确定其它手术眼睛参数，例如与植入物有关的眼睛参数(诸如，例如，植入物的取向和/或位置)的各实施例。除之前所描述的“其它的眼睛参数”之外，还可以测量这些参数，或者可以在一个工作阶段期间单独地测量这些参数、或者替代这些参数。类似于之前所描述的“其它的眼睛参数”，在多个工作阶段期间测量这些与植入物有关的参数，多个工作阶段是时间上分隔的，并且在多个工作阶段之间患者和眼睛通常会移动。还对于这些“与植入物有关的参数”，确定不同工作阶段之间的六自由度的眼睛移动以获得变换，该变换使得能够将测量到的参数变换到一致的坐标系，一致的坐标系在多个工作阶段内是一致的。然后，这使得能够比较并监测这些与植入物有关的参数如何随着时间而变化，这对于医生而言是非常重要的信息。为了该目的，可以将这些参数与其在前面的工作阶段中确定的对应的与植入物有关的参数进行比较，或与“其它的”与植入物不相关的参数进行比较。可以通过使用通过眼睛移动确定而获得的坐标变换，把要被比较的不同工作阶段的参数(与植入物不相关的参数、与植入物有关的参数或两者的任意组合)在同一个图像内可视化，这使得医生能够判断这些参数在一致的坐标系中随着时间的推移的发展，一致的坐标系补偿或消除了在不同的工作阶段之间的眼睛移动的影响。

[0183] 可以确定的其他手术眼睛参数例如是角膜或角膜缘或巩膜的切口的位置和/或轮廓。这些参数可能与植入物有关系(因此，在一些实施例中可以是“与植入物有关的参数”)，然而还有在不放置植入物的情况下做出切口的手术技术，诸如，例如，LRI(角膜缘松弛切口)。对于这样的手术技术，可以在多个工作阶段内确定相关参数，例如角膜或角膜缘或巩膜的切口的位置和/或轮廓。

[0184] 在下文中，将描述其中确定了与植入物有关的眼睛参数的各实施例。在一个实施例中，与植入物有关的眼睛参数可以属于两个类别之一，第一个类别是眼睛中的植入物的位置和/或取向，而第二个类别涉及破裂口的位置和/或取向。

[0185] 两者也可以组合，例如，破裂口的位置、与晶状体植入物的位置或形状。

[0186] 在下文中，将更详细地描述一些实施例。

[0187] 首先，将描述测量眼睛中的植入物的取向和/或位置的一些实施例。

[0188] a)眼睛中的植入物标记的位置(环曲面标记或多焦点标记)

[0189] 诸如环曲面IOL或多焦点IOL的不同的眼睛植入物确实具有不同的标记。根据一个实施例，使用图像处理技术，例如边缘检测和/或基于模板的特征检测来自动地检测这些标记。以此方式，可以检测嵌体或植入物上、或嵌体或植入物中的基本上任何人工的特征，并且可以随着时间的推移监测眼睛中的植入物的横向位置。

[0190] 在环曲面IOL的情况下，例如，标记确实示出了环曲面晶体的陡轴或平轴，并且这些标记被外科医生用来准确地对齐眼睛中的晶状体。在多焦点IOL的情况下，晶状体中的同心环是可见的，这些同心环被外科医生用来横向地定位晶状体。图10示出了这些标记及其在眼睛图像中的确定。

[0191] b)植入物的旋转取向

[0192] 如上文所提及的，环曲面IOL的旋转取向可以通过检测晶状体上的类似于IOL的平轴、陡轴或植入轴的环曲面标记来恢复(取决于类型)。这也在图10中通过如下轴示出，该轴重叠在环曲面晶体的陡轴或平轴上，并且是基于这些标记的位置而确定的。

[0193] c)植入物的滚动和倾斜取向

[0194] 植入物(例如，IOL)的准确的形状和屈光是已知的。这允许基于模型的光线跟踪方法恢复眼睛中的IOL的滚动、倾斜取向和横向位置，根据一个实施例，该方法用来确定植入物的滚动和倾斜。

[0195] RD的已知同轴照明系统在IOL的前侧和背侧产生反射(第三和第四阶普金野(purkinje)图像)，如图11所示。如果晶状体滚动或倾斜，第三和第四阶普金野图像将相对于彼此移动。在第三阶和第四阶普金野图像重叠的特殊情况下，IOL的光轴与照相机的光轴对齐。第三阶和第四阶普金野图像的位置可以用来确定植入物的滚动和倾斜，例如，通过使用如“Reproducibility of intraocular lens decentration and tilt measurement using a clinical Purkinje meter”(Yutaro Nishi et.al.J Cataract Refract Surg2010;36:1529-1535Q2010ASCRS and ESCRS)中描述的方法。在该上下文中还参考图12，图12示出了基于第三阶和第四阶普金野反射来确定眼内晶状体的取向。如同之前的参考装置的使用，应用与照相机轴同轴的圆形照明。一个实施例中的取向确定方法可以包括下列步骤：

[0196] 1.检测第三阶普金野图像的中心

[0197] 2.检测第四阶普金野图像的中心

[0198] 3.使用包括前面和后面的曲率中心(DCC)之间的距离的IOL形状信息

[0199] 4.使用第三阶和第四阶普金野图像中心之间的距离、照相机参数和DCC来恢复晶状体的光轴。

[0200] d)植入物轮廓

[0201] 如果植入物轮廓不被虹膜组织遮蔽的话，植入物轮廓在RD图像中清楚地可见。未被遮蔽的部分可以利用诸如边缘检测的标准图像处理技术来恢复。在一个实施例中，通过在检测到的轮廓部分或检测到的植入物标记中拟合嵌体的已知边缘形状模型，还可以恢复

嵌体轮廓的被遮蔽的部分。这在图13中示出。

[0202] e)植入物中心的XY位置

[0203] 由于植入物的形状是已知的，因此可以使用各种技术来恢复植入物中心的横向位置。根据一个实施例，检测植入物标记的位置，使用植入物轮廓来恢复中心，或者可以使用在c)下描述的光线跟踪方法。

[0204] f)眼睛中的植入物触觉的位置

[0205] 根据一个实施例，为了检测触觉，使用与关于植入物轮廓相同的方法。触觉具有明确定义的形状，并且基本上是植入物轮廓的一部分。

[0206] 现在，将描述与植入物有关的参数涉及破裂口的一些实施例。

[0207] g)轮廓

[0208] 使用边缘检测技术，可以恢复RD图像中的清楚地可见的破裂口。可另选地，它也可以通过手动地选择非常类似于破裂口的轮廓的多边形来测量。在图14中示出了破裂口轮廓。

[0209] h)直径

[0210] 可以通过将圆或椭圆最小二乘拟合为破裂口的轮廓来检索直径。

[0211] h)眼睛中的XY位置

[0212] 根据一个实施例，破裂口的XY位置可以被定义并且被确定为将圆或椭圆最佳拟合为破裂口的轮廓的中心。

[0213] j)与晶状体的重叠

[0214] 将破裂口的轮廓与晶状体的轮廓重叠。在晶状体植入物的轮廓内部并且在破裂口的轮廓外部的区域是所述重叠。这在图15中示出。这是确定晶状体植入物在眼睛中的稳定性的重要度量。如果一侧的重叠变得太小，则植入物可能会不稳定。

[0215] 在前文中，描述了具有一些优点的本发明的一些实施例。

[0216] 例如，通过能够在空间上将所有测量值变换到初始参考帧(或在各个工作阶段之一中选择的任何任意参考帧)，可以消除由于潜在的眼睛运动导致的任何影响，并且可以相对于参考帧归一化所有测量到的参数。

[0217] 这允许连续监测所有测量到的眼睛参数。一种调查植入物的手术后行为和眼睛中的手术切口的真正测量驱动的方法变得可能，而不会在精确度上受所有多工作阶段诊断数据收集试验中固有地存在的眼睛运动量的限制。

[0218] 本领域技术人员将认识到，之前所描述的本发明的各实施例的模块或单元可以通过软件或硬件或其组合来实现。具体而言，硬件可以包括照相机和计算机，该计算机被编程为执行连同本发明的各实施例一起描述的任务，具体而言，诸如确定眼睛参数的图像处理或除眼睛图像之外还显示眼睛参数的任务。

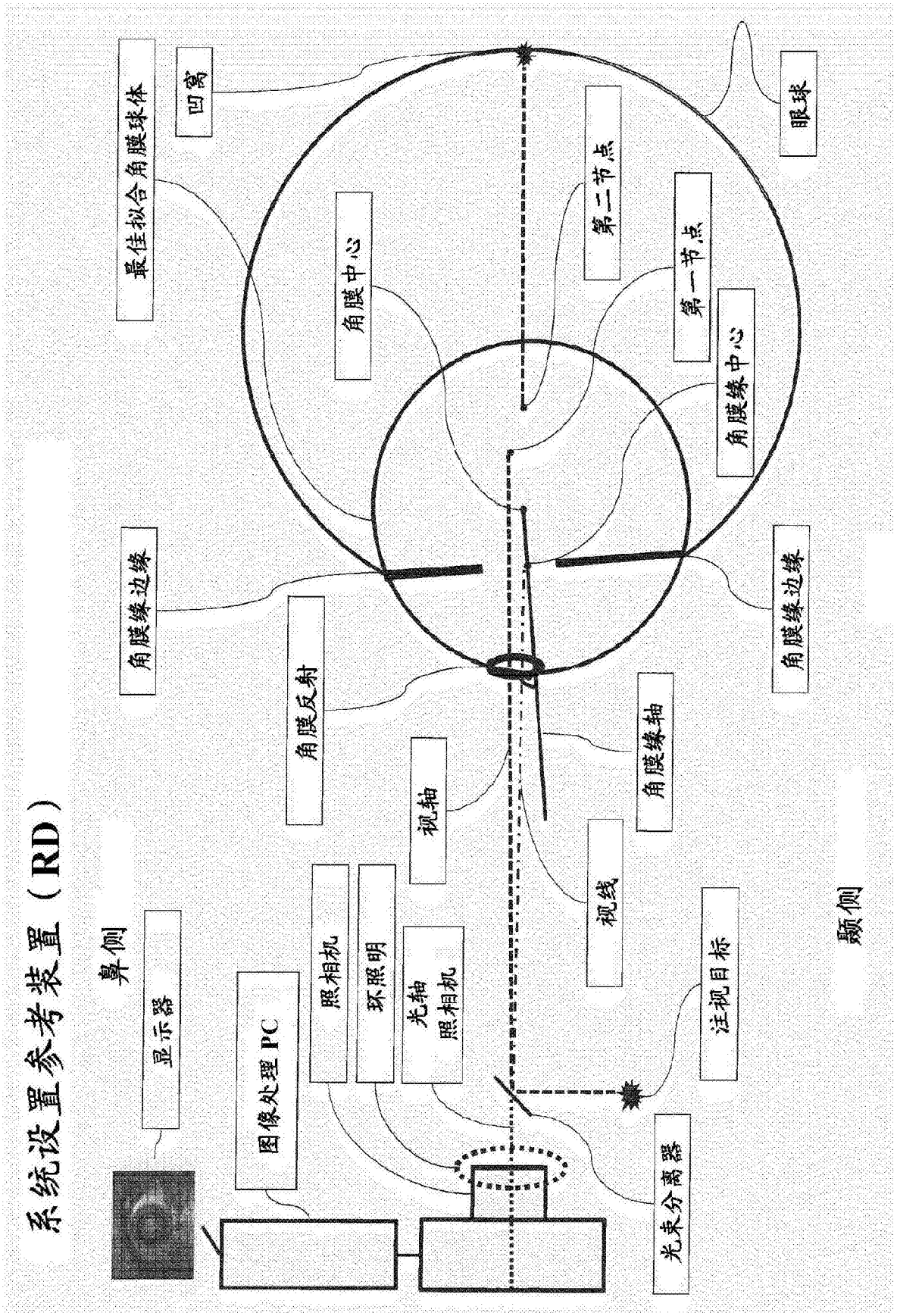

系统设置参考装置（RD）
鼻侧
颞侧
显示器
图像处理 PC
照相机
环照明
光轴
照相机
视轴
角膜反射
角膜缘边缘
最佳拟合角膜球体
凹窝
角膜中心
第二节点
第一节点
角膜缘中心
眼球
角膜缘边缘
角膜缘轴
视线
注视目标
光束分离器

图1

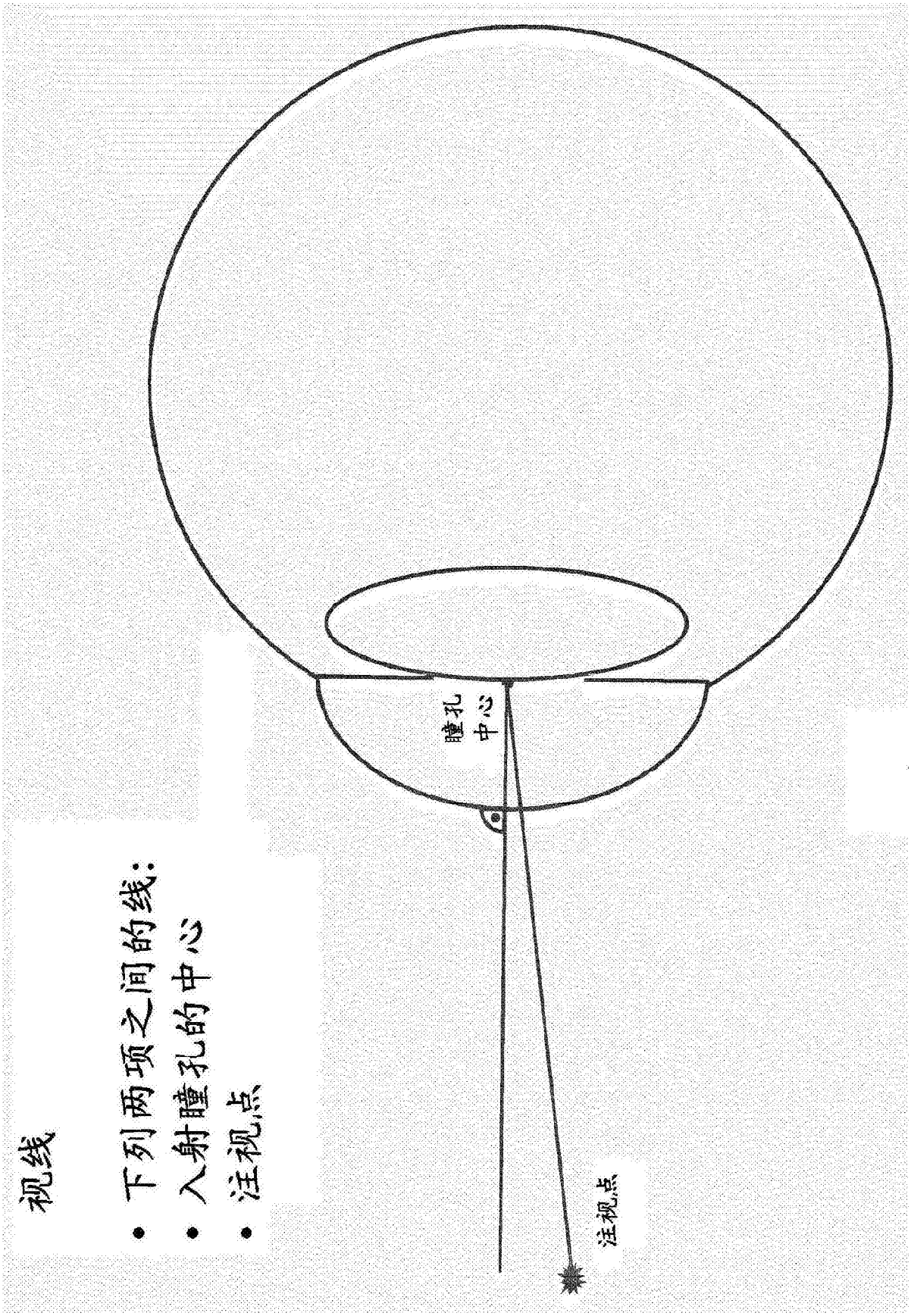


图2

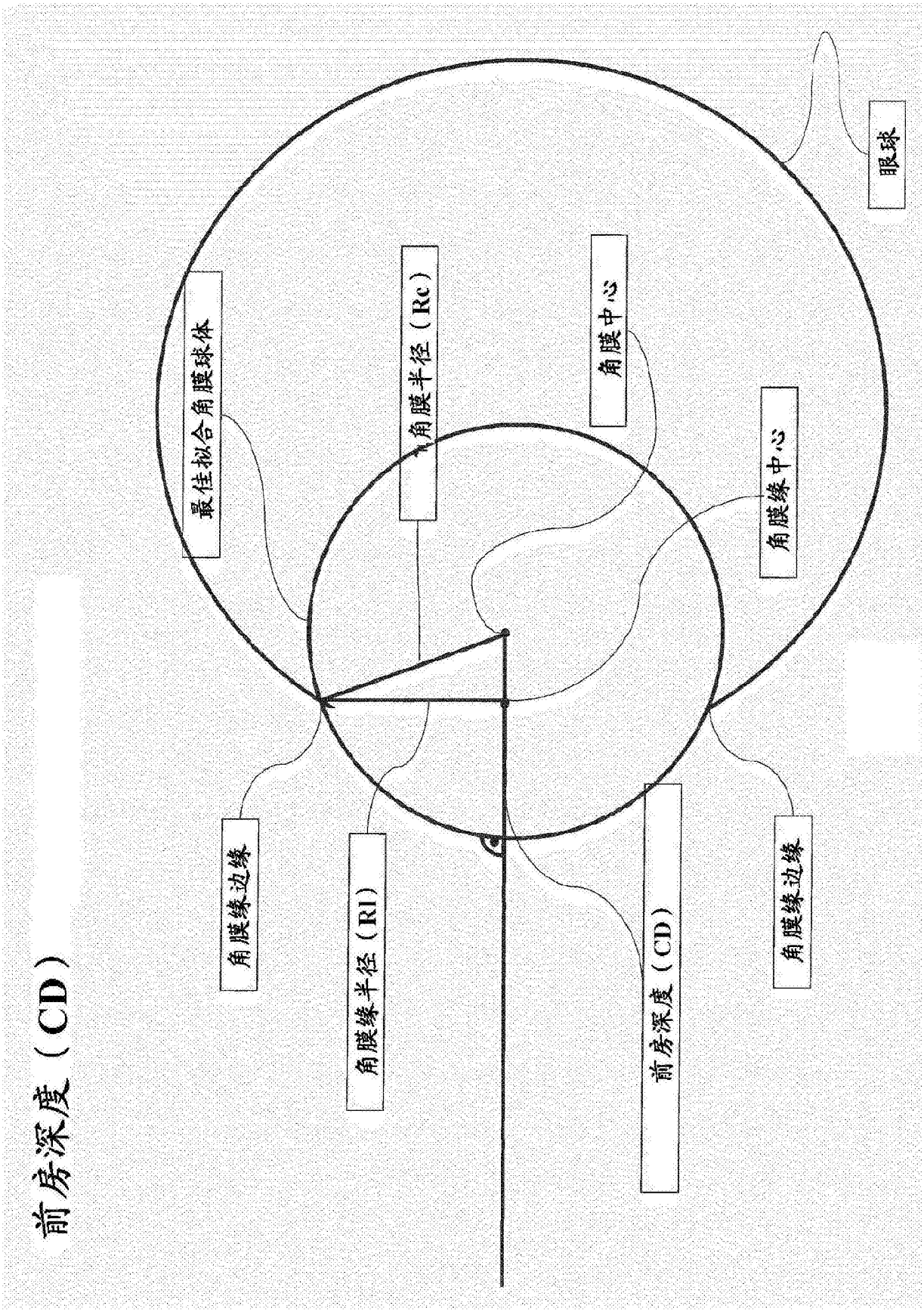

眼球
最佳拟合角膜球体
角膜半径（Rc）
角膜中心
角膜缘中心
角膜缘边缘
角膜缘半径（Rl）
前房深度（CD）
角膜缘边缘
前房深度（CD）

图3

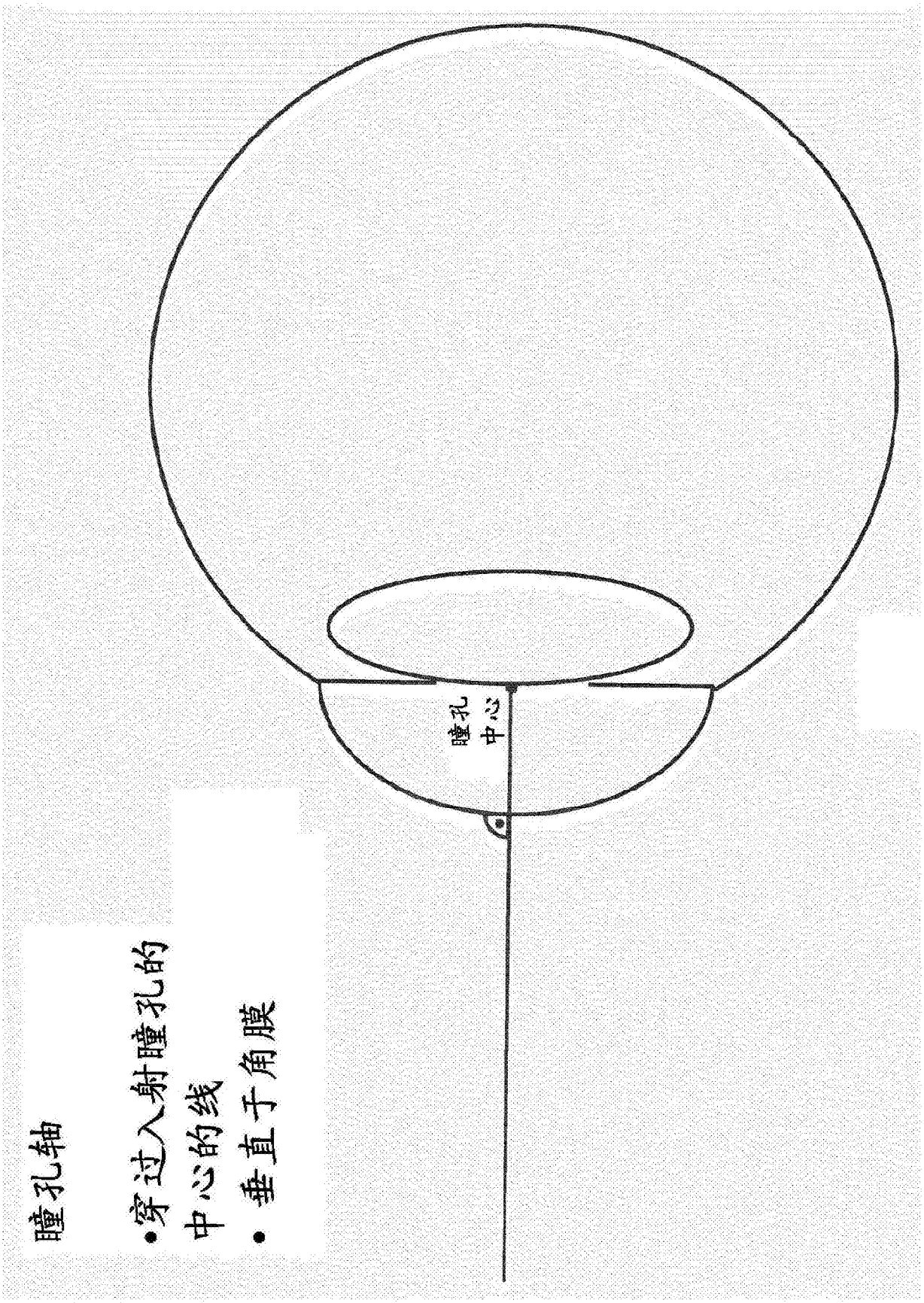


图4

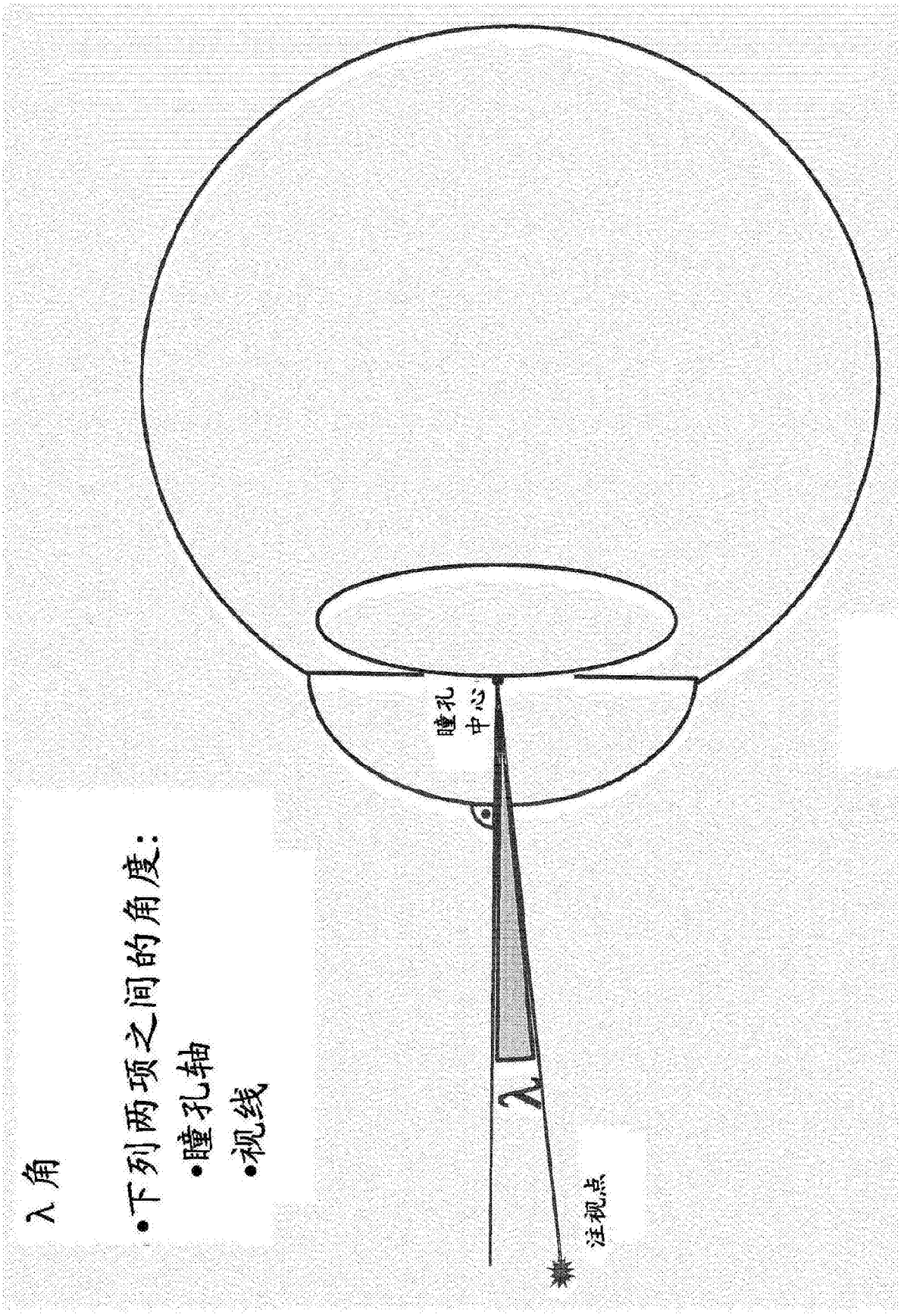


图5

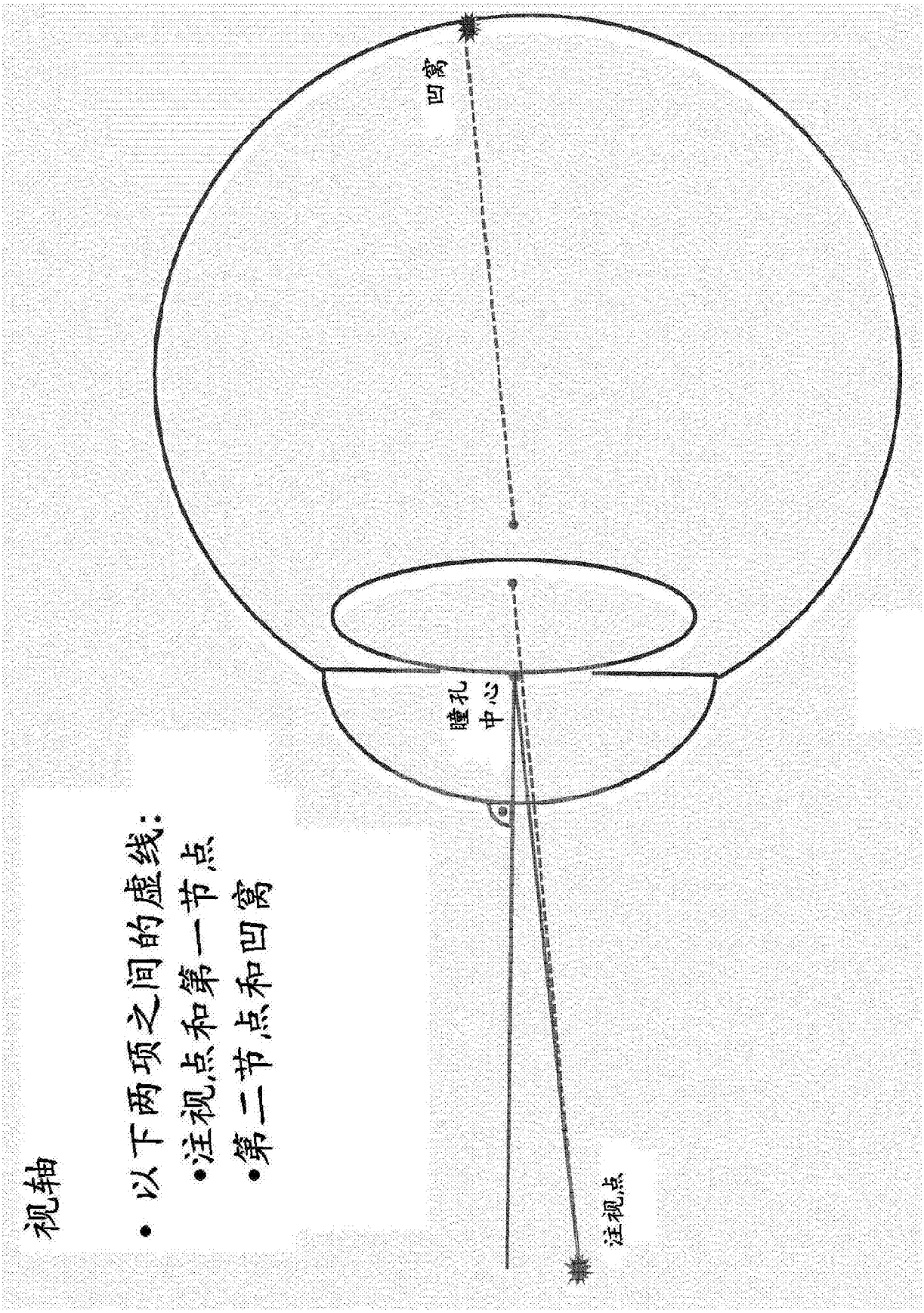


图6

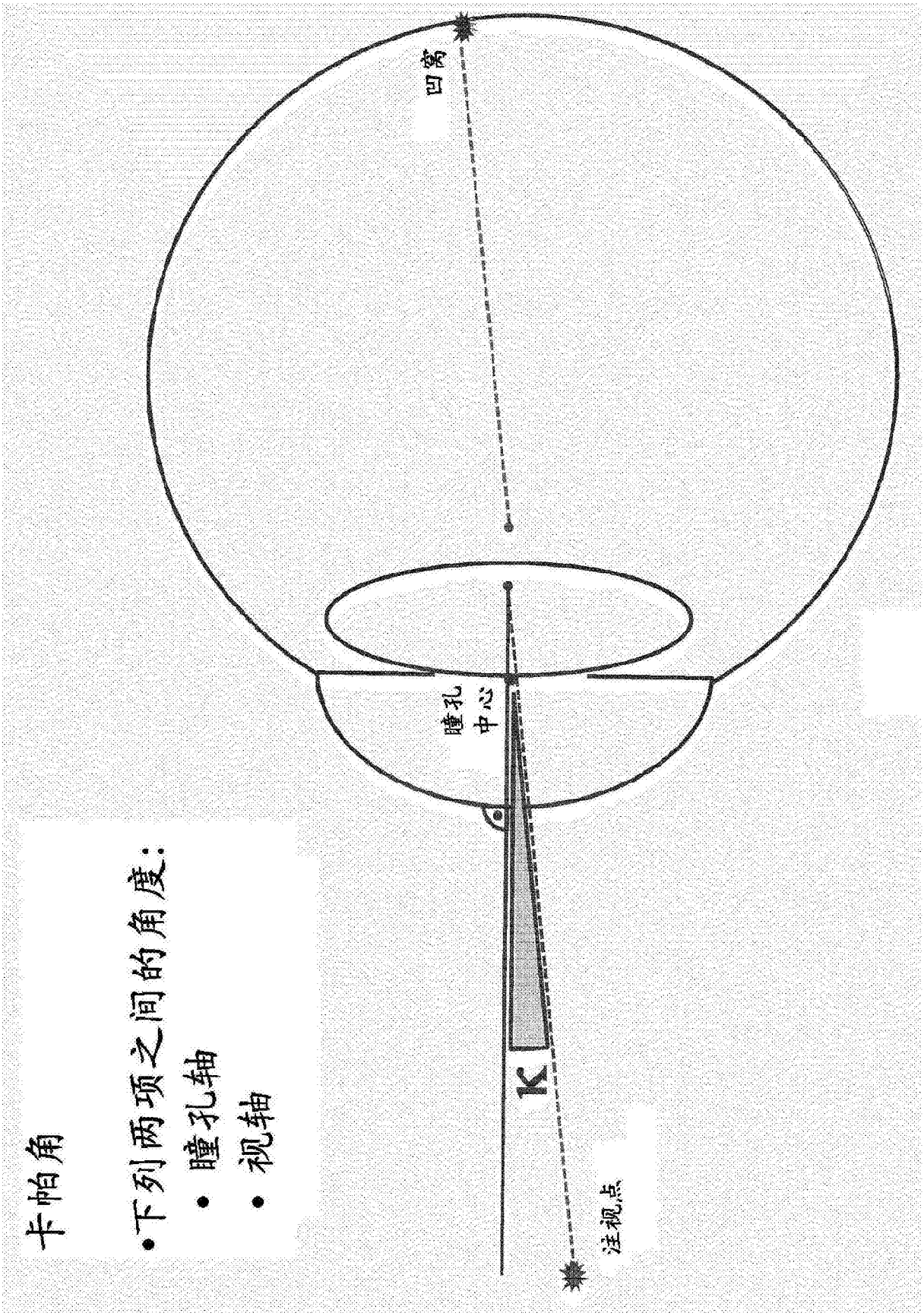


图7

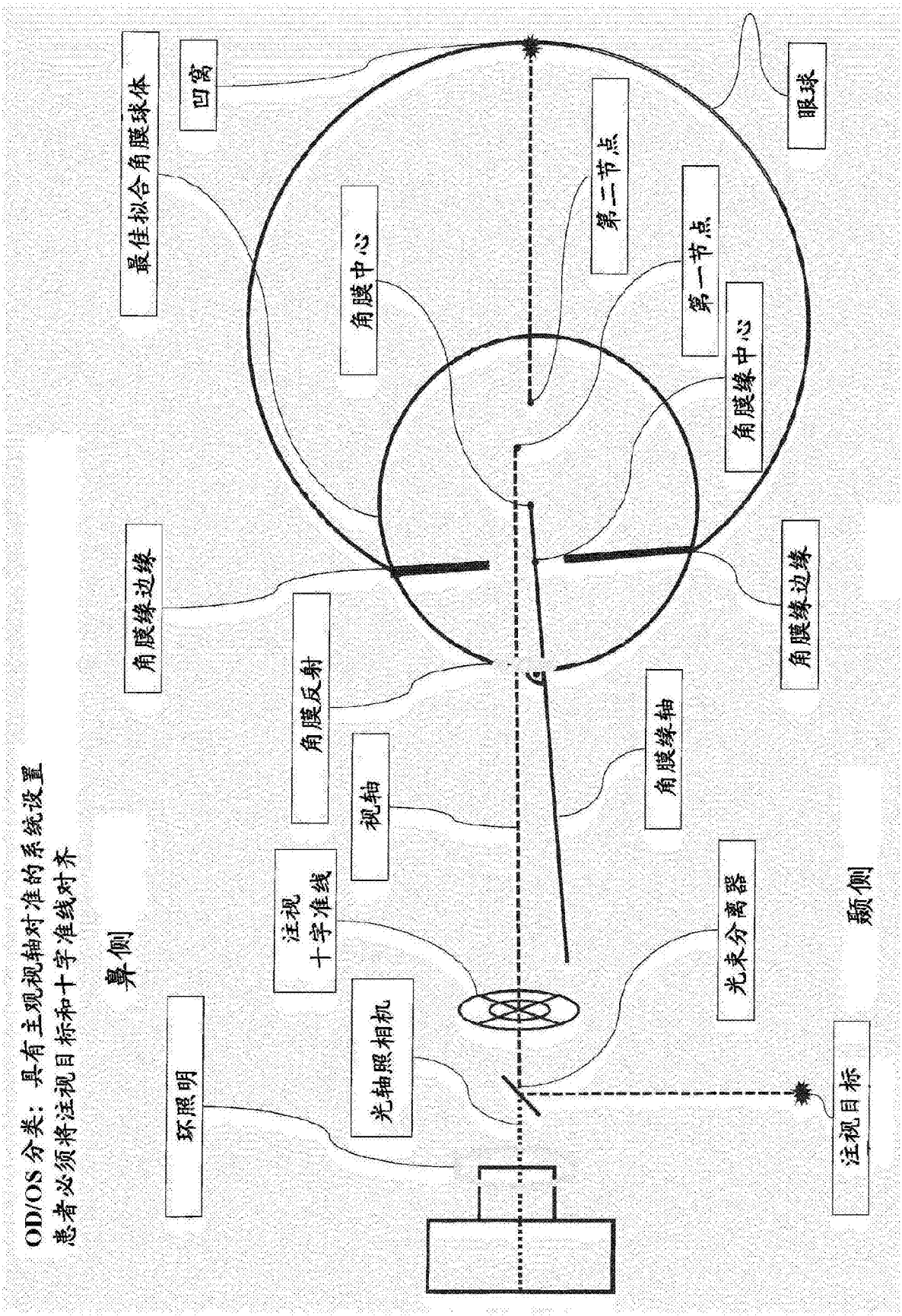

OD/OS 分类：具有主观视轴对准的系统设置
患者必须将注视目标和十字准线对齐
鼻侧
颞侧
环照明
光轴照相机
注视
十字准线
视轴
角膜反射
角膜缘边缘
最佳拟合角膜球体
凹窝
角膜中心
第二节点
第一节点
角膜缘中心
眼球
角膜缘边缘
角膜缘轴
光束分离器
注视目标

图8

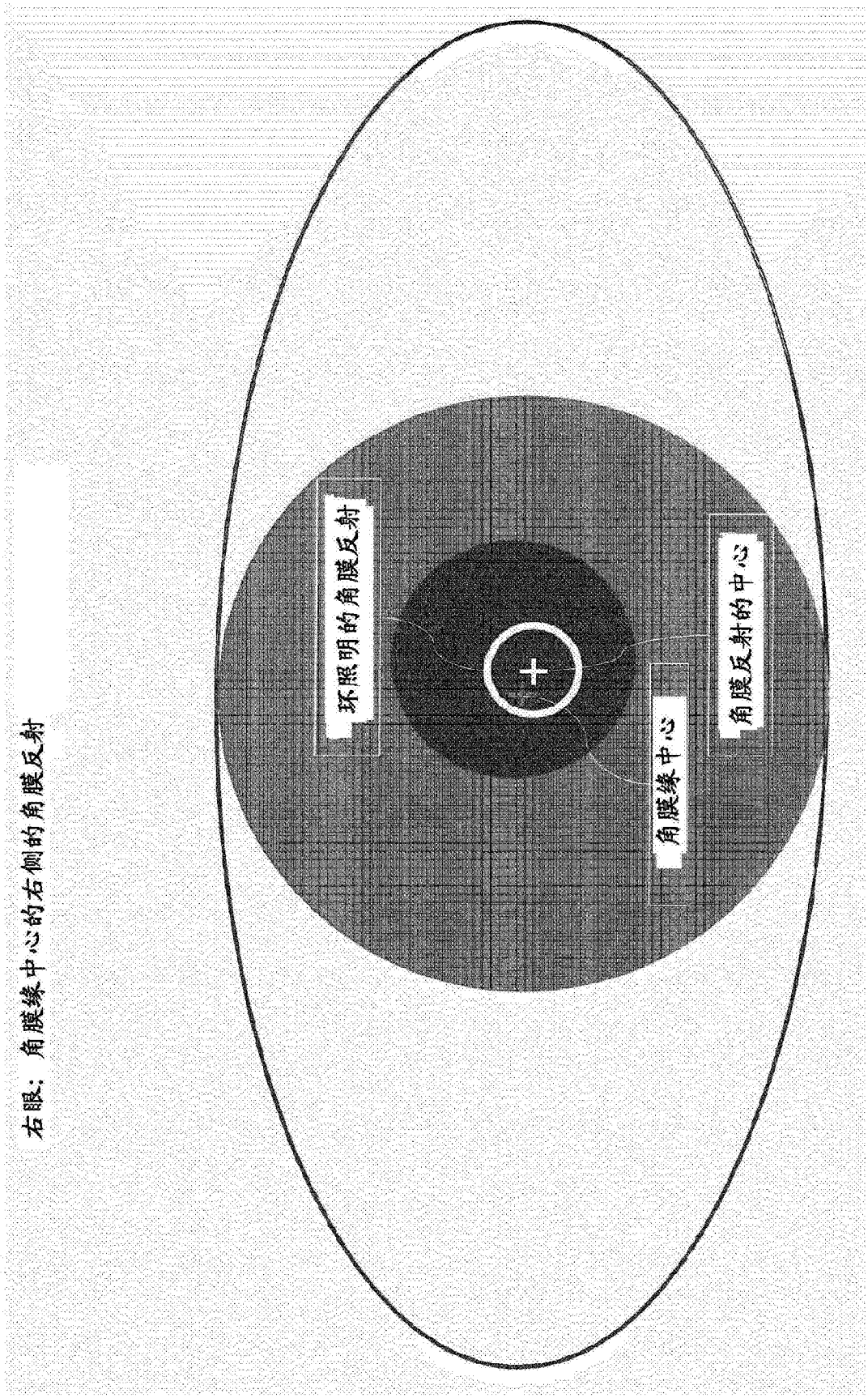


图9

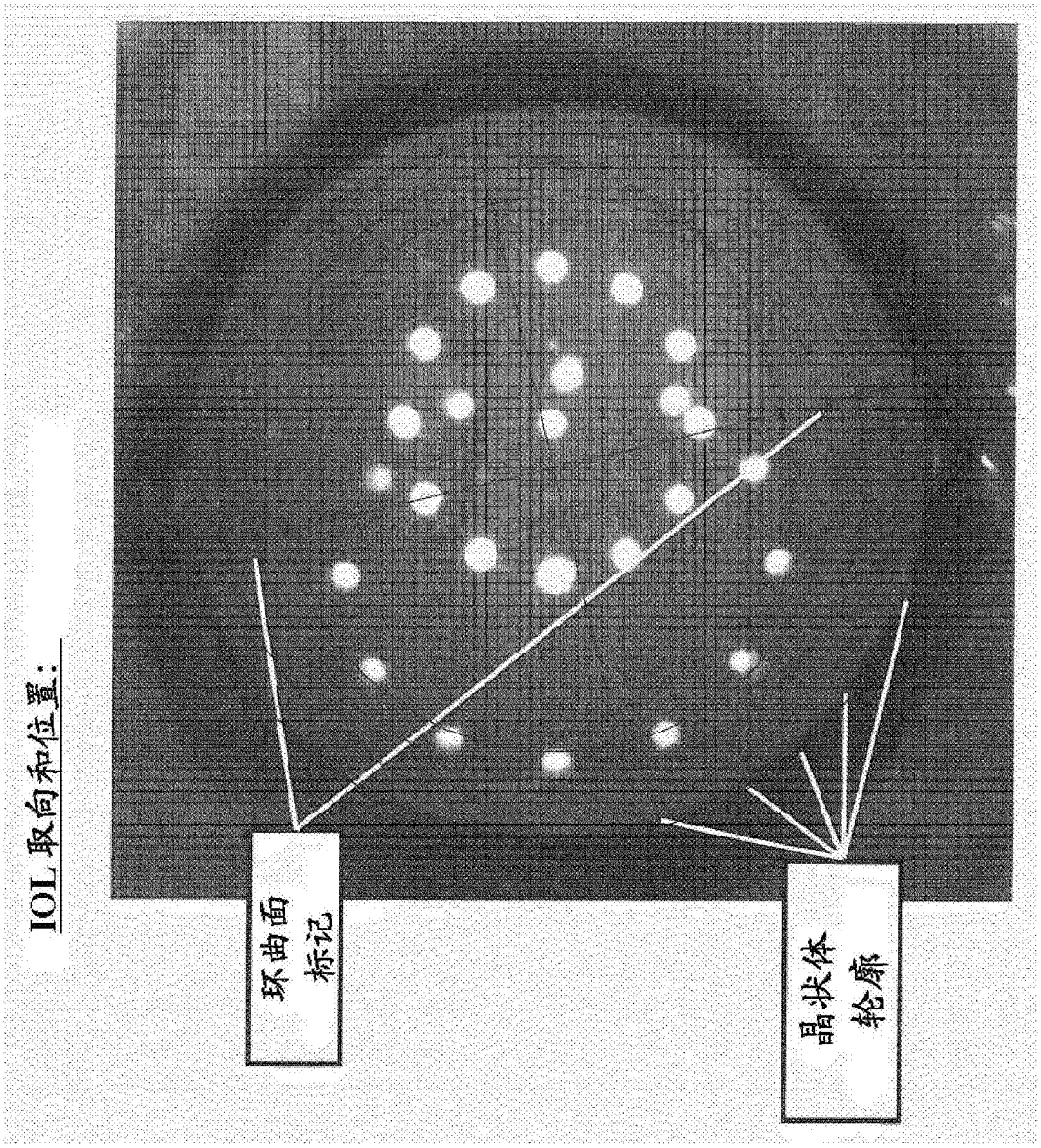


图10

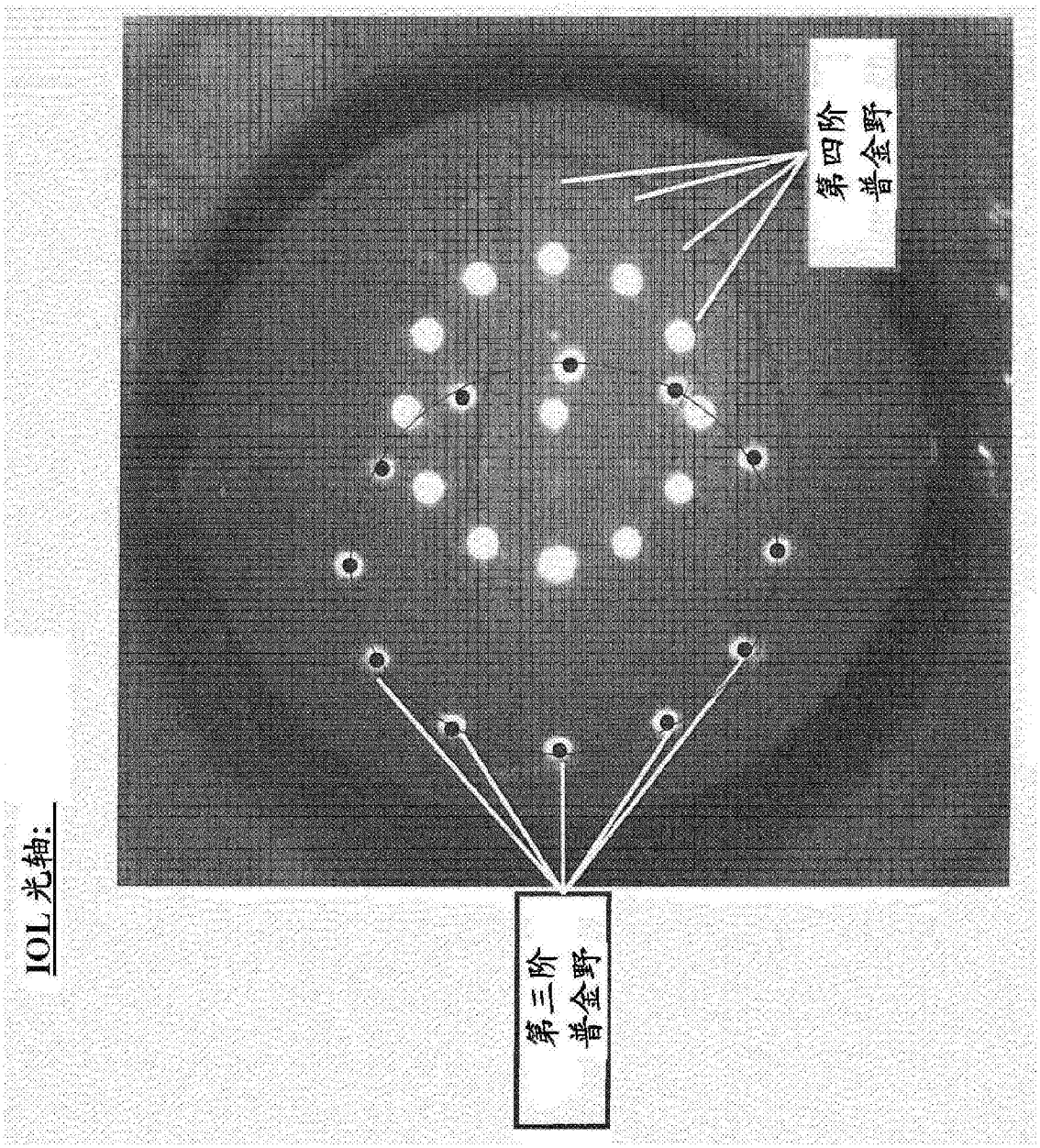


图11

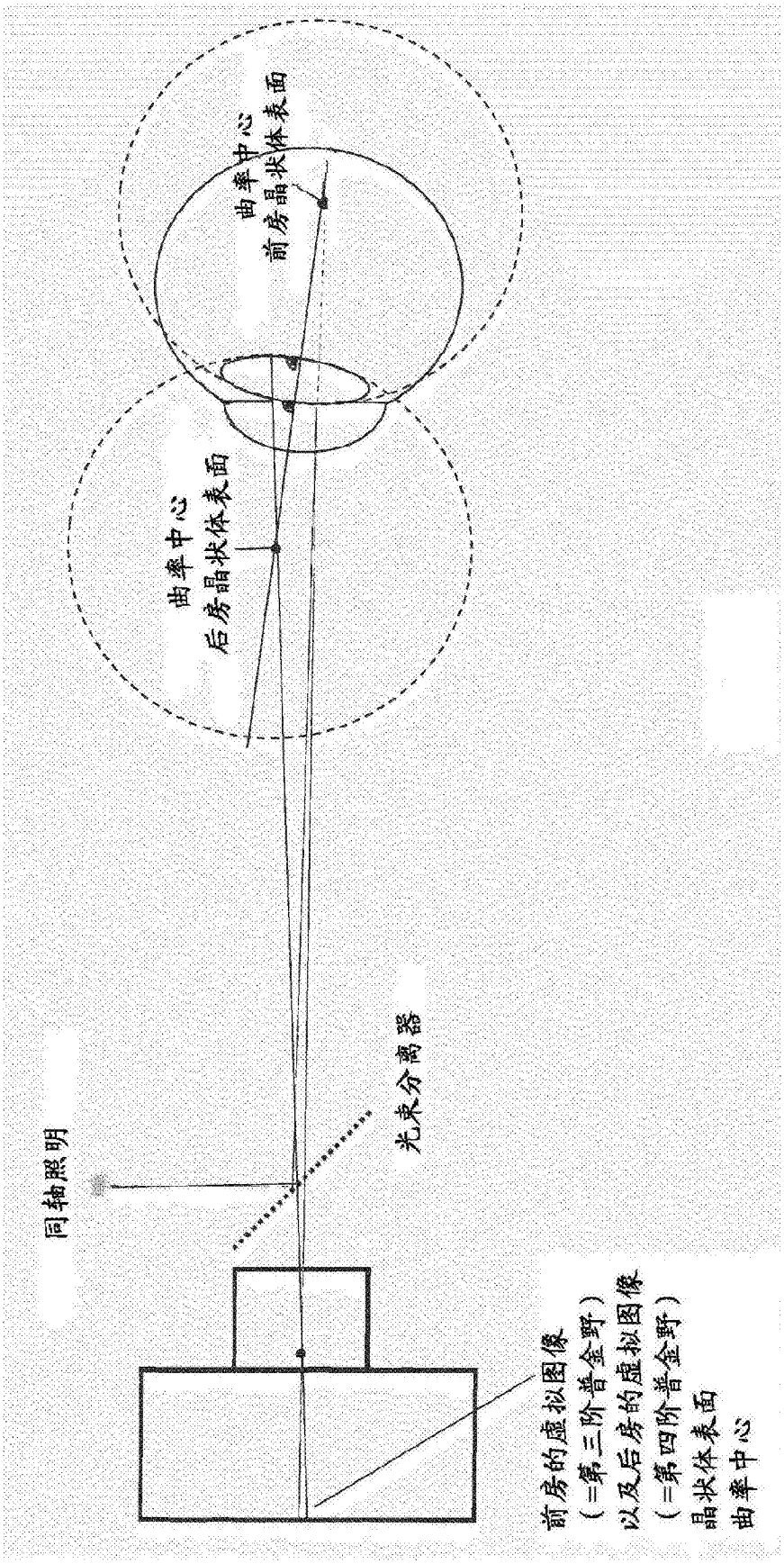

同轴照明
光束分离器
前房的虚拟图像
（=第三阶普金野）
以及后房的虚拟图像
（=第四阶普金野）
晶状体表面
曲率中心
后房晶状体表面
曲率中心
前房晶状体表面
曲率中心

图12

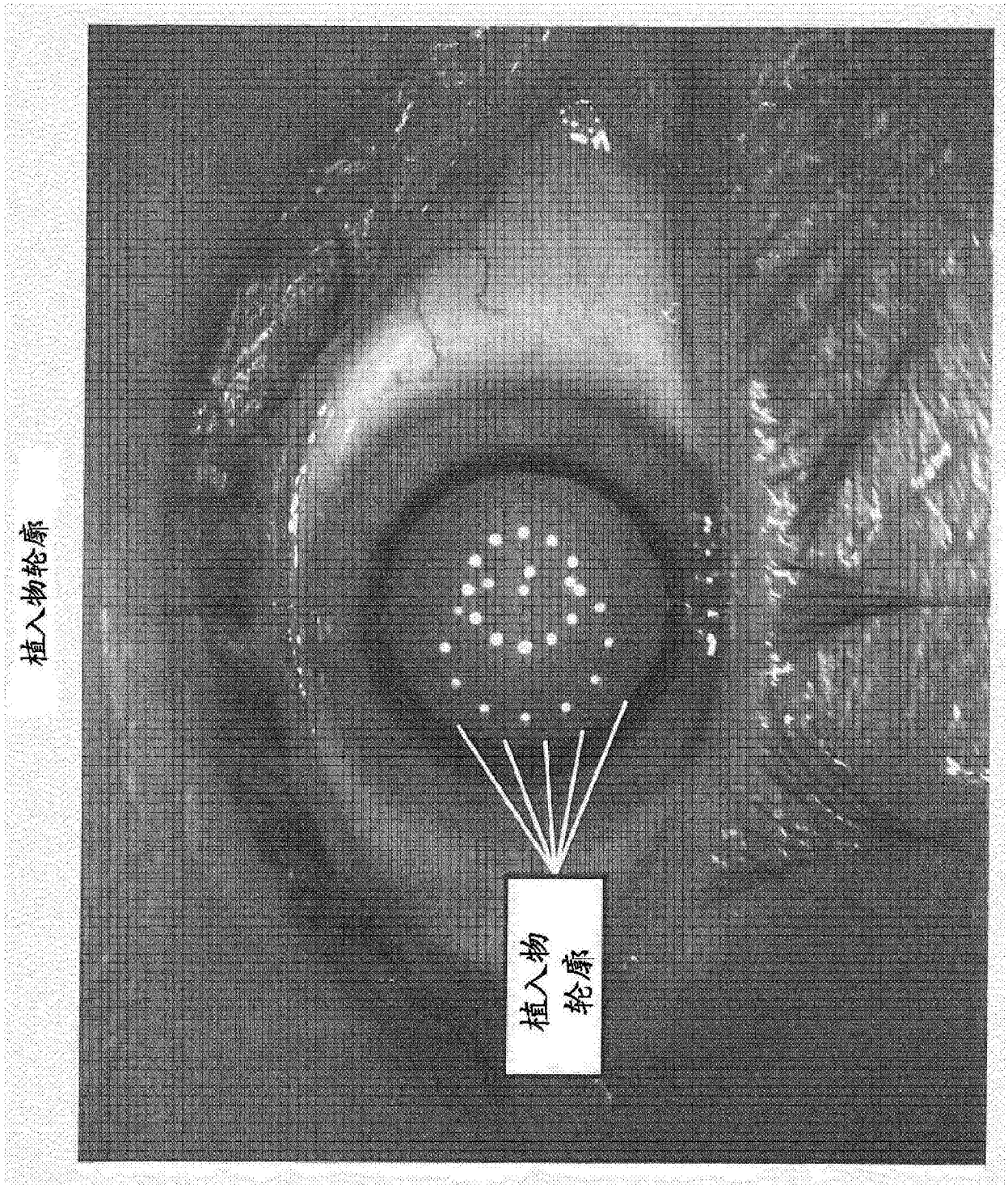


图13

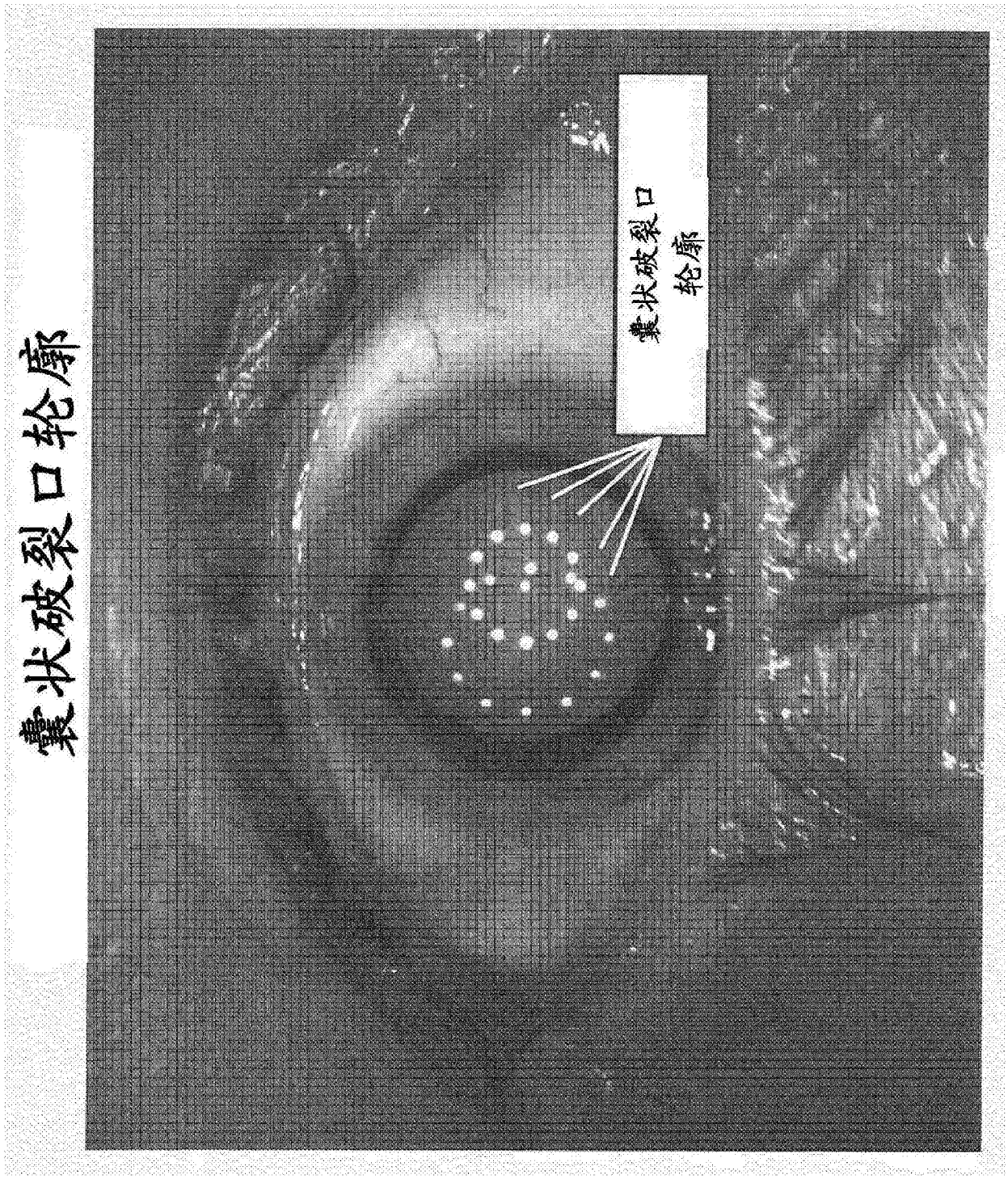


图14

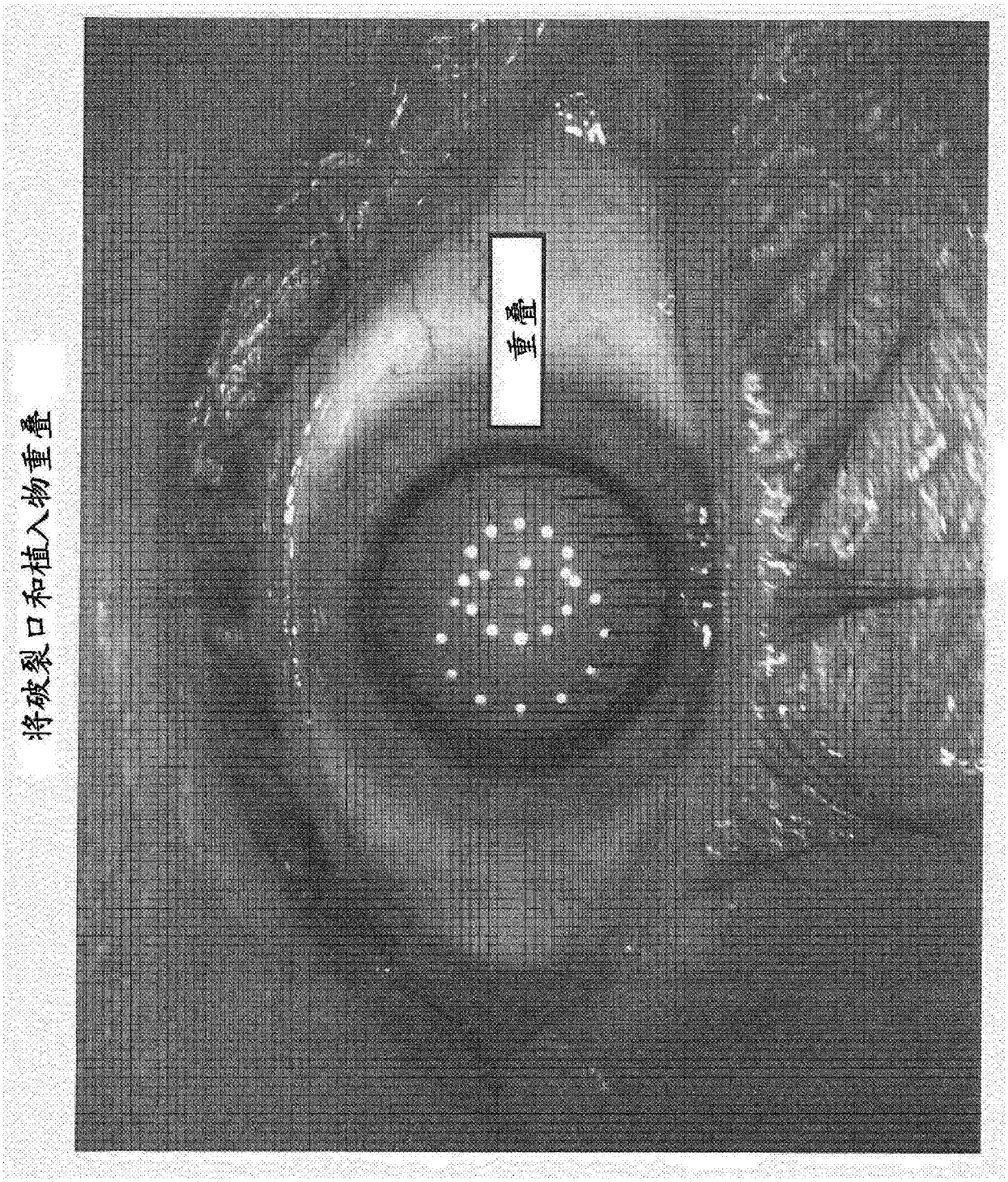


图15