



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104334072 A

(43) 申请公布日 2015.02.04

(21) 申请号 201380029541.0

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2013.03.29

代理人 张涛 陈岚

(30) 优先权数据

61/620645 2012.04.05 US

13/836576 2013.03.15 US

(51) Int. Cl.

A61B 3/10(2006.01)

A61B 3/13(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014.12.05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/034544 2013.03.29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/151879 EN 2013.10.10

(71) 申请人 拜奥普蒂根公司

地址 美国北卡罗来纳州

(72) 发明人 E. L. 巴克兰德 N. O. 法米加

R. H. 哈特 A. 默南 C. 萨克塞尔

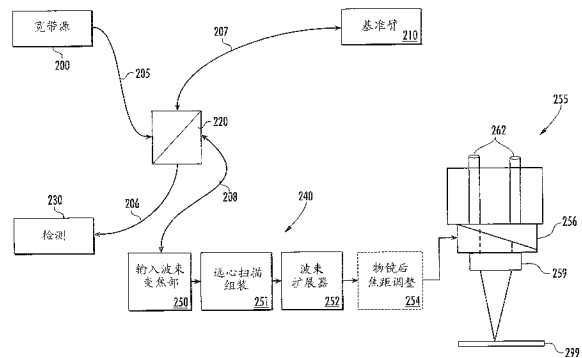
权利要求书2页 说明书24页 附图47页

(54) 发明名称

使用光学相干层析成像的外科显微镜以及有关系统和方法

(57) 摘要

本发明构思的一些实施例提供用于与显微镜集成的光学相干层析成像(OCT)系统。所述OCT系统包括:样本臂,耦合到显微镜的成像路径。所述样本臂包括:输入波束变焦组装,输入波束变焦组装包括至少两个可移动透镜,至少两个可移动透镜被配置为针对OCT信号波束提供形状控制;扫描组装,包括至少一个扫描镜,并且被配置用于所述OCT信号波束的远心扫描;以及波束扩展器,被配置为:设置在所述显微镜物镜上入射的OCT信号波束直径。所述形状控制包括针对所成像的OCT波束的数值孔径和聚焦位置的可分离控制。



1. 一种用于与显微镜集成的光学相干层析成像(OCT)系统,所述OCT系统包括:
样本臂,耦合到显微镜的成像路径,所述样本臂包括:
输入波束变焦组装,包括至少两个可移动透镜,被配置为针对OCT信号波束提供形状控制;
扫描组装,包括至少一个扫描镜,并且被配置用于所述OCT信号波束的远心扫描;以及
波束扩展器,被配置为设置在显微镜物镜上入射的OCT信号波束直径,
其中,所述形状控制包括针对所成像的OCT波束的数值孔径和聚焦位置的可分离控制。
2. 如权利要求1所述的OCT系统,其中,所述OCT信号波束通过波束划分器耦合到所述显微镜成像路径。
3. 如权利要求2所述的OCT系统,其中,以相对于所述显微镜物镜的光轴不小于48度并且不大于55度的角度设置所述波束划分器。
4. 如权利要求3所述的OCT系统,其中,所述波束划分器是二向色滤波器。
5. 如权利要求1所述的OCT系统,其中,所述波束扩展器包括像差补偿器。
6. 如权利要求1所述的OCT系统,其中,路径长度调整部被包括在所述波束扩展器与所述显微镜物镜之间的所述样本臂中,以容纳所述显微镜物镜的焦距的变化。
7. 如权利要求1所述的OCT系统,其中,远心扫描组装包括使图像中继到第二扫描镜上的第一扫描镜,并且其中,OCT样本臂的出射光瞳处于所述显微镜物镜的后焦平面中。
8. 如权利要求7所述的OCT系统,其中,OCT样本臂光器件的所述出射光瞳包括虚拟出射光瞳。
9. 如权利要求1所述的OCT系统:
其中,所述输入波束变焦包括第一正透镜和第二正透镜以及其间的负透镜;以及
其中,通过控制所述第一正透镜与所述负透镜之间的第一距离以及所述负透镜与所述第二正透镜之间的第二距离来设置所述系统的数值孔径。
10. 如权利要求9所述的OCT系统,其中,通过针对数值孔径的特定设置而控制所述第二正透镜的位置来设置所述OCT系统的焦点。
11. 如权利要求1所述的OCT系统:
其中,OCT路径的至少一部分占据所述显微镜的中心通道;
其中,所述OCT波束被朝向所述显微镜物镜的中心视野而引导;以及
其中,所述显微镜的任何目镜路径位于所述显微镜物镜的该中心视野的外围。
12. 如权利要求2所述的OCT系统,其中,所述波束划分器占据比所述显微镜物镜的通光孔径更小的面积。
13. 如权利要求1所述的OCT系统,其中,样本是眼睛。
14. 如权利要求13所述的OCT系统,其中,视网膜成像透镜组装位于所述显微镜物镜与所述眼睛之间。
15. 如权利要求14所述的OCT系统,其中,所述视网膜成像透镜组装将扫描镜的共轭成像到眼睛的瞳孔平面之后的位置。
16. 如权利要求15所述的OCT系统,其中,所述视网膜成像透镜组装包括具有至少一个非球面表面的至少一个透镜。

17. 如权利要求 1 所述的 OCT 系统,还包括:与显微镜共用的物镜,其中,所述物镜被针对与显微镜可视化有关的可见谱范围以及与所述 OCT 系统有关的红外谱范围中的操作而抗反射涂敷。

18. 如权利要求 17 所述的 OCT 系统,其中,所述显微镜物镜是消色差双合透镜,所述消色差双合透镜包括冕牌玻璃正透镜组件和火石玻璃负透镜组件。

19. 一种与外科处置结合的光学相干层析成像(OCT)成像的方法,所述方法包括:
使用 v_1 的谱采样间隔对具有 z_1 的图像深度的第一感兴趣区域进行可视化;以及
使用谱采样间隔 v_2 对具有 z_2 的图像深度的第二感兴趣区域进行可视化,其中, v_2 大于或等于 $2v_1$ 。

20. 如权利要求 19 所述的方法:

其中,利用具有第一数值孔径的扫描系统执行对所述第一感兴趣区域进行可视化;以及

其中,利用具有与所述第一数值孔径不同的第二数值孔径的所述扫描系统执行对所述第二感兴趣区域进行可视化,所述第二数值孔径大于所述第一数值孔径。

21. 一种与外科处置结合的光学相干层析成像(OCT)成像的方法,所述方法包括:

针对 OCT 成像建立感兴趣区域的第一设置;

所述 OCT 成像建立第一数值孔径和第一聚焦位置;

获取至少一个第一 OCT 图像;

从所述至少一个第一 OCT 图像计算至少一个第一临床参数;

执行外科处置;

获取至少一个第二 OCT 图像;

从所述至少一个第二 OCT 图像计算至少一个第二临床参数。

22. 一种与外科处置结合的光学相干层析成像(OCT)成像的方法,所述方法包括:

针对 OCT 成像在外科样本内设置第一感兴趣区域;

获取所述第一感兴趣区域的至少一个第一 OCT 图像;

执行牵涉所述第一感兴趣区域的外科处置;

针对 OCT 成像在所述外科样本内设置第二感兴趣区域,所述第二感兴趣区域至少部分地与所述第一感兴趣区域不同;以及

获取所述第二感兴趣区域的至少一个第二 OCT 图像。

23. 如权利要求 22 所述的方法:

其中,设置第一基准臂位置、第一数值孔径和第一聚焦位置,以用于获取所述第一感兴趣区域中的 OCT 图像;以及

其中,改变基准臂位置、数值孔径和聚焦位置中的至少一个,以用于获取所述第二感兴趣区域中的 OCT 图像。

使用光学相干层析成像的外科显微镜以及相关系统和方法

[0001] 优先权要求

本申请要求来自 2012 年 4 月 5 日提交的美国临时申请 No. 61/620,645 (律师签号 No. 9526-42PR) 的优先权,其公开被在如其整体中阐述的那样通过引用而合并于此。

[0002] 政府支持的声明

本发明部分地由国家健康机构国家眼科机构在批准申请 ID R44EY018021-03 下受政府支持而被资助。美国政府具有本发明构思的特定权利。

技术领域

[0003] 本发明构思涉及外科显微镜,并且更特别地,涉及使用光学相干层析成像(OCT)的眼科外科显微镜。

背景技术

[0004] 外科显微镜将操作视野的放大查看提供给外科医生。常见地,眼科外科显微镜是具有用于外科医生的双目查看端口的立体变焦显微镜,并且频繁地使一个或两个观测者查看端口对于外科医生成九十度(左边和右边)。显微镜的物镜与患者眼睛的表面之间的工作距离可以在从大约 100mm 到大约 200mm 的范围。在为外科医生的手动工作提供适合的访问视野的该工作距离处,患者眼睛内的查看视野可能十分有限。十分常见的是使用中间透镜(诸如 Oculus Optikgerat 的双目间接眼科显微镜(BIOM))以对于外科医生修正放大倍率和查看视野。这种中间透镜被安装到显微镜头的下方台架,并且包括机械部件以调整焦点并且将透镜翻转进入以及退出显微镜的查看视野。

[0005] 其它照射或成像设备也可以用在外科领域中。理想地,所有照射和成像源将被直接同轴集成到操作显微镜的光路及其之内,而不影响用于外科医生、观测者和麻醉师等的操作视野。仍然想要利用已经集成到良好运转的操作显微镜的机械控制和属性来为紧密耦合到外科视野的成像和其它附件提供容易操控的安装,而不使操作显微镜的视觉属性劣化。

[0006] 特定的兴趣情况是光学相干层析成像(OCT)成像合并到外科可视化实践中。OCT 提供眼组织微结构的高分辨率成像,并且示出把将会改进治疗结果的信息提供给外科医生的很大前景,并且通过减少风险并减少重复工作而减少了外科的总经济负担。

[0007] 现在将讨论常规的频域 OCT (FDOCT)系统以提供与这些系统有关的一些背景。首先参照图 1A,将讨论 FDOCT 视网膜成像系统的框图。如图 1A 所图解那样,该系统包括宽带源 100、通过波束划分器 120 彼此耦合的基准臂 110 和样本臂 140。波束划分器 120 可以是例如光纤光器件耦合器或体状或微光器件耦合器。波束划分器 120 可以提供从大约 50/50 到大约 90/10 的划分比率。如图 1A 进一步图解那样,波束划分器 120 还通过可以由光纤提供的检测路径 106 耦合到波长或频率采样检测模块 130。

[0008] 如图 1A 进一步图解那样,源 100 通过源路径 105 耦合到波束划分器 120。源 100 可以是例如连续波宽带超发光二极管、脉冲宽带源或可调谐源。基准臂 110 通过基准臂路

径 107 耦合到波束划分器 120。类似地,样本臂 140 通过样本臂路径 108 耦合到波束划分器 120。源路径 105、基准臂路径 107 和样本臂路径 108 可以全都由光纤或光纤、自由空间和体状或微光学元件的组合来提供。

[0009] 如图 1A 所图解那样,FDOCT 视网膜成像系统的基准臂可以包括准直器组装 180、可以包括中性密度滤波器或可变孔径的可变衰减器 181、镜组装 182、基准臂可变路径长度调整部 183 以及路径长度匹配位置 150,即基准臂路径长度与样本臂路径长度之间对于感兴趣的主体区域的光路径长度匹配。如进一步所图解的那样,样本臂 140 可以包括双轴扫描器组装 190 和具有可变焦点的物镜 191。

[0010] 图 1A 所图解的样本是眼睛,其包括角膜 195、虹膜 / 光瞳 194、眼晶状体 193 和视网膜 196。在视网膜 196 附近图解 FDOCT 成像窗口 170 的表示。视网膜成像系统依赖于物镜加上主体眼睛的光学体(显见地,角膜 195 和眼晶状体 193),以对眼睛的后部结构进行成像。如进一步图解那样,通过聚焦位置 196 和基准臂路径长度调整部 183 的协调来选择主体内的感兴趣区域 170,以使得主体内的路径长度匹配位置 197 处于想要的位置处。

[0011] 现参照图 1B,将讨论图解 FDOCT 角膜(前部)成像系统的框图。如其中所图解那样,图 1B 的系统与图 1A 的系统非常相似。然而,物镜可变焦点不需要被包括,并且在图 1B 中未被包括。图 1B 的前部成像系统在没有主体的光学体对于前部结构上的焦点的依赖性的情况下直接对前部结构进行成像。

[0012] 如上面讨论那样,眼科外科显微镜可以为外科医生提供他们正操作的眼睛的各个区域的放大查看。然而,存在可以受益于光学相干层析成像(OCT)所提供的高分辨率深度解析成像的很多眼科外科处置。因此,将 OCT 系统集成到外科显微镜可以提供更大的能力,并且使得能够进行当前不能利用常规的立体成像执行的处置。

[0013] 如图 1C 所图解那样,在眼睛中存在各种感兴趣区域,其可能要求不同的 OCT 成像特性。例如,参照图 1C,区域 1(角膜区域)典型地要求相对高分辨率 OCT 成像。想要相当大的焦点深度(DOF)以允许整个角膜结构被成像。这样的成像在角膜移植处置的支持中是想要的。类似地,晶状体(区域 2)的成像受益于囊状结构的高分辨率成像。要求大的 DOF 以同时地对整个晶状体进行可视化。通过对比,视网膜上的结构(区域 3)位于受约束的深度区域中,并且趋于非常纤细。因此,视网膜成像典型地要求非常高的分辨率,但不一定大 DOF。

[0014] 将关于图 1D 和图 1E 讨论合并有 OCT 的现有外科显微镜。首先参照图 1D,同样的参考标号返回提及图 1A 和图 1B。然而,如图 1D 所图解那样,立体变焦显微镜 160 已经合并到样本臂路径 108 中。如所图解那样,外科显微镜 160 包括两个目镜(双目查看端口) 162,用于外科医生查看样本 199。图 1D 的外科显微镜 160 包括波束划分器 161 以及置于二向色滤波器 161 之下的物镜 163,其中,波束划分器可以是二向色滤波器。如进一步所图解的那样,样本臂路径 108 耦合到形成出射光纤的波束的准直器 165 以及将波束引导到集成到目镜路径 162 与主物镜 163 之间的显微镜的无限空间中的二向色滤波器 161 的一对检流计 190。波束反射离开二向色滤波器 161 并且通过物镜 163 以对样本 199 进行成像,样本 199 可以是主体的眼睛或任何其它可访问的区域。图 1D 所图解的显微镜 160 是静态外科显微镜,即对于焦距的动态调整是不可能的;仅通过调换光学元件(安装新的主物镜 163)或改变显微镜 160 与主体 199 之间的工作距离而能够进行聚焦改变。

[0015] 现在参照图 1E, 将讨论合并有 OCT 的外科显微镜的另一设计。在 Izatt 等人的美国专利 8, 366, 271 中讨论了图 1E 所图解的外科显微镜, 其公开被在如其整体中阐述的那样通过引用而合并于此。如图 1E 所图解那样, 除了在一对检流计 190 与外科显微镜 163 的二向色滤波器 161 之间提供望远透镜组装集合 167 以外, 图 1E 的外科显微镜系统与图 1D 的系统相似。因此, 在图 1E 的系统中, 波束行进通过检流计 190 进入望远透镜集合 167, 并且然后通过二向色滤波器 161 经过物镜 163 以对样本 199 进行成像。望远透镜集合 167 的存在提供波束成形, 以使得系统的数值孔径最大化, 潜在地改进系统产生的图像的横向分辨率, 然而, 图 1E 所图解的系统在修正或控制扫描波束的特性上提供有限的灵活性。

发明内容

[0016] 本发明构思的一些实施例提供用于与显微镜集成的光学相干层析成像 (OCT) 系统。所述 OCT 系统包括: 样本臂, 耦合到显微镜的成像路径。所述样本臂包括: 输入波束变焦组装, 包括至少两个可移动透镜, 至少两个可移动透镜被配置为针对 OCT 信号波束提供形状控制; 扫描组装, 包括至少一个扫描镜, 并且被配置用于所述 OCT 信号波束的远心扫描; 以及波束扩展器, 被配置为: 设置在所述显微镜物镜上入射的 OCT 信号波束直径。所述形状控制包括针对所成像的 OCT 波束的数值孔径和聚集位置的可分离控制。

[0017] 在进一步的实施例中, 所述 OCT 信号波束可以通过波束划分离器耦合到所述显微镜成像路径。可以按相对于所述显微镜物镜的光轴不小于 48 度并且不大于 55 度的角度设置所述波束划分离器。所述波束划分离器可以是二向色滤波器。

[0018] 在再进一步的实施例中, 所述波束扩展器可以包括像差补偿器。

[0019] 在一些实施例中, 路径长度调整部可以被包括在所述波束扩展器与所述显微镜物镜之间的所述样本臂中, 以容纳所述显微镜物镜的焦距的变化。

[0020] 在进一步的实施例中, 所述远心扫描组装可以包括: 第一扫描部, 具有中继到第二扫描镜上的第一图像。所述 OCT 样本臂的出射光瞳可以处于所述显微镜物镜的所述后焦平面中。所述 OCT 样本臂光器件的出射光瞳可以是虚拟出射光瞳。

[0021] 在再进一步的实施例中, 输入波束变焦部可以包括第一正透镜和第二正透镜以及其间的负透镜。可以通过控制所述第一正透镜与所述负透镜之间的第一距离以及所述负透镜与所述第二正透镜之间的第二距离来设置所述系统的数值孔径。可以通过针对数值孔径的特定设置而控制所述第二正透镜的位置来设置所述 OCT 系统的焦点。

[0022] 在本发明构思的一些实施例中, 所述 OCT 路径的至少一部分可以占据所述显微镜的中心通道。所述 OCT 波束可以被朝向所述显微镜物镜的中心视野引导。所述显微镜的任何目镜路径可以位于所述显微镜物镜的该中心视野的外围。

[0023] 在进一步的实施例中, 所述波束划分离器可以占据小于所述显微镜物镜的通光孔径的面积。

[0024] 在再进一步的实施例中, 所述样本可以是眼睛。视网膜成像透镜组装可以位于所述显微镜物镜与所述眼睛之间。所述视网膜成像透镜组装可以将所述扫描镜的共轭成像到所述眼睛的瞳孔平面后部的位置。所述视网膜成像透镜组装可以包括具有至少一个非球面表面的至少一个透镜。

[0025] 在一些实施例中, 可以与显微镜共同地提供物镜。所述物镜可以针对在与所述显

显微镜可视化有关的可见谱范围以及与所述 OCT 系统有关的红外谱范围中的操作而被抗反射涂敷。所述显微镜物镜可以是包括冕牌玻璃正透镜组件和火石玻璃负透镜组件的消色差双合透镜。

[0026] 本发明构思的进一步的实施例提供与外科处置结合的光学相干层析成像(OCT)成像的方法。所述方法包括:使用 v_1 的谱采样间隔对具有 z_1 的图像深度的第一感兴趣区域进行可视化;以及使用谱采样间隔 v_2 对具有 z_2 的图像深度的第二感兴趣区域进行可视化,其中, v_2 大于或等于 $2v_1$ 。

[0027] 在再进一步的实施例中,可以利用具有第一数值孔径的扫描系统来执行对所述第一感兴趣区域进行可视化。可以利用具有与所述第一数值孔径不同的第二数值孔径的扫描系统执行对所述第二感兴趣区域进行可视化,所述第二数值孔径大于所述第一数值孔径。

[0028] 本发明构思的一些实施例提供与外科处置结合的光学相干层析成像(OCT)成像的方法。所述方法包括:建立感兴趣区域的第一设置以用于 OCT 成像;建立第一数值孔径和第一聚焦位置以用于所述 OCT 成像;至少获取第一 OCT 图像;据所述至少第一 OCT 图像计算至少第一临床参数;执行外科处置;至少获取第二 OCT 图像;以及从所述至少第二 OCT 图像计算至少第二临床参数。

[0029] 本发明构思的进一步的实施例提供与外科处置结合的光学相干层析成像(OCT)成像的方法。所述方法包括:在外科样本内设置第一感兴趣区域以用于 OCT 成像;获取所述第一感兴趣区域的至少第一 OCT 图像;执行牵涉所述第一感兴趣区域的外科处置;在所述外科样本内设置第二感兴趣区域以用于 OCT 成像,所述第二感兴趣区域至少部分地与所述第一感兴趣区域不同;以及获取所述第二感兴趣区域的至少第二 OCT 图像。

[0030] 在再进一步的实施例中,可以设置第一基准臂位置、第一数值孔径和第一聚焦位置以用于在所述第一感兴趣区域中获取所述 OCT 图像。可以改变基准臂位置、数值孔径和聚焦位置中的至少一个,以用于在所述第二感兴趣区域中获取所述 OCT 图像。

附图说明

[0031] 图 1A 是图解示例 OCT 视网膜(后部)成像系统的框图。

[0032] 图 1B 是图解示例光学相干层析成像(OCT)角膜(前部)成像系统的框图。

[0033] 图 1C 是图解眼睛中的各个感兴趣区域的示图。

[0034] 图 1D 是图解示例外科显微镜的框图。

[0035] 图 1E 是图解包括望远透镜集合的示例外科显微镜的框图。

[0036] 图 2A 是根据本发明构思的一些实施例的外科显微镜的框图。

[0037] 图 2B 是根据本发明构思的一些实施例的外科显微镜的框图。

[0038] 图 3 是根据本发明构思的一些实施例所使用的图 2B 所图解的修正的视网膜透镜的更详细框图。

[0039] 图 4A 是根据本发明构思的一些实施例的 OCT 中心通道外科显微镜的框图。

[0040] 图 4B 是根据本发明构思的一些实施例的 OCT 中心通道外科显微镜的框图。

[0041] 图 4C 是图 4A 到图 4B 所图解的 OCT 中心通道外科显微镜的 OCT 部分的详细框图。

[0042] 图 5A 至图 5C 分别是根据本发明构思的一些实施例的 OCT 系统接口的侧视图、前

视图和斜视图。

[0043] 图 6A 至图 6C 是根据本发明构思的一些实施例的与外科显微镜集成的 OCT 系统的各个视图。

[0044] 图 7A 是图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 集成外科显微镜的框图的框图。

[0045] 图 7B 是图解包括根据本发明构思的一些实施例的集成外科显微镜的 OCT 系统的框图的框图。

[0046] 图 7C 是图解根据本发明构思的一些实施例的适合于与外科显微镜集成的 OCT 系统的框图。

[0047] 图 8 是图解根据本发明构思的实施例的用于外科成像的 OCT 光路径的示图。

[0048] 图 9A 是图解根据本发明构思的一些实施例的集成到外科显微镜的路径中的 OCT 系统的布局的示意图。

[0049] 图 9B 是图解根据本发明构思的一些实施例的准直器和输入波束变焦 (IBZ) 系统的示图。

[0050] 图 9C 是图解根据本发明构思的一些实施例的利用 IBZ 改变数值孔径 (NA) 并且切换焦点区域的示图。

[0051] 图 10 是图解根据本发明构思的一些实施例的远心中继系统的框图。

[0052] 图 11 是图解根据本发明构思的一些实施例的中继波束扩展器 (RBE) 系统的示图。

[0053] 图 12 是图解根据本发明构思的一些实施例的用于 OCT 外科显微镜的高性能物镜的示图。

[0054] 图 13 是图解根据本发明构思的一些实施例的远心光学性能的一系列图形和图表。

[0055] 图 14 是图解根据本发明构思的一些实施例的远心光学性能的一系列图形和图表。

[0056] 图 15 是图解根据本发明构思的一些实施例的当以 150mm 物镜来偏移焦点时的光学性能的一系列图形。

[0057] 图 16 是图解根据本发明构思的一些实施例的当以 160mm 物镜来偏移焦点时的光学性能的一系列图形。

[0058] 图 17 是图解根据本发明构思的一些实施例的当以 175mm 物镜来偏移焦点时的光学性能的一系列图形。

[0059] 图 18A 和图 18B 分别是图解用于外科视网膜成像的常规配置和根据本发明构思的实施例的配置的框图。

[0060] 图 19A 是根据本发明构思的一些实施例的用于具有宽 FOV 的 OCT 集成外科显微镜术的外科视网膜透镜组装的示图。

[0061] 图 19B 是图解根据本发明构思的一些实施例的图 19A 的外科视网膜透镜的光学性能的一系列图形和示图。

[0062] 图 20A 是图解用于根据本发明构思的一些实施例的用于具有宽 FOV 的 OCT 集成外科显微镜术的外科透镜组装的透镜系统的示图。

[0063] 图 20B 是图解根据本发明构思的一些实施例的图 20A 的外科透镜组装的光学性能的概述的示图。

[0064] 图 21A 是图解用于根据本发明构思的一些实施例的用于具有窄 FOV 的 OCT 集成外科显微镜头的外科透镜组装的透镜系统的示图。

[0065] 图 21B 是图解根据本发明构思的一些实施例的图 21A 的外科透镜组装的光学性能的概述的示图。

[0066] 图 22A 是图解根据本发明构思的一些实施例的用于具有窄 FOV 的外科透镜组装的透镜系统的示图。

[0067] 图 22B 是图解根据本发明构思的一些实施例的图 22A 的外科透镜组装的光学性能的概述的示图。

[0068] 图 23A 是图解根据本发明构思的一些实施例的用于具有中等范围 FOV 的外科透镜组装的透镜系统的示图。

[0069] 图 23B 是图解根据本发明构思的一些实施例的图 23A 的外科透镜组装的光学性能的概述的示图。

[0070] 图 24 是图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 远心度情况的示图。

[0071] 图 25 是图解根据本发明构思的一些实施例的外科立体显微镜的无焦中继变焦透镜情况的示图。

[0072] 图 26 是图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 中心通道 OCT 集成外科立体显微镜的情况的示图。

[0073] 图 27 是图解根据本发明构思的一些实施例的折叠路径 OCT 中心通道 OCT 集成外科立体显微镜的情况的示图。

[0074] 图 28 是图解根据本发明构思的一些实施例的使用 OCT 集成外科显微镜来成像的方法的流程图。

[0075] 图 29 是图解根据本发明构思的一些实施例的在使用 OCT 集成外科显微镜的外科处置期间的成像的方法的流程图。

[0076] 图 30 是图解根据本发明构思的一些实施例的通过选择谱采样间隔的图像视野深度调整的一系列图表。

[0077] 图 31 是图解根据本发明构思的一些实施例的用于 OCT 集成显微镜的光学布局的示图。

具体实施方式

[0078] 下文中将参照其中示出本发明构思的实施例的随附图来更完整地描述本发明构思。然而，本发明构思可以以很多替换形式来体现，并且不应被解释为限制于在此所阐述的实施例。

[0079] 相应地，虽然本发明构思容易经受各种修改和替换形式，但是在附图中以举例子的方式示出其特定实施例并且将在此详细描述。然而，应当理解，并不意图将本发明构思限制为所公开的特定形式，而是相反地，本发明构思在于覆盖落入由权利要求所限定的本发明构思的精神和范围内的所有修改、等同物以及替换。同样的标号贯穿各图的描述提及相同的要素。

[0080] 在此所使用的术语仅用于描述特定实施例的目的，并且不意图限制本发明构思。如在此使用的那样，单数形式“一个”、“某个”以及“这个”还意图包括复数形式，除非上下文

另外清楚地指示。将进一步理解,术语“包含”、“包含有”、“包括”和 / 或“包括有”当在本说明书中使用,指定所声明的特征、整体、步骤、操作、要素和 / 或组件的存在,但不排除一个或更多个其它特征、整体、步骤、操作、要素、组件或其群组的存在或添加。此外,当要素被提及为“响应于”或“连接到”另一要素时,其可以直接响应于或连接到该另一要素,或可以存在中间要素。与之对照,当要素被提及为“直接响应于”或“直接连接到”另一要素时,不存在中间要素。如在此使用的那样,术语“和 / 或”包括关联的列出项中的一个或更多个的任何和所有组合,并且可以缩写为“/”。

[0081] 除非另外限定,在此使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与本发明构思所属领域的技术人员常见地理解的相同的意义。将进一步理解,在此所使用的术语在本说明书的上下文和现有技术中应被解释为具有与它们的意义一致的意义,并且不应以理想化或过度正式的意义来进行解释,除非在此明确地如此定义。

[0082] 将理解,虽然术语第一、第二等在此可以用于描述各个要素,但这些要素不应被这些术语限制。这些术语仅用于将要素彼此区分。例如,在不脱离本公开的教导的情况下,第一要素可以被称为第二要素,并且相似地,第二要素可以被称为第一要素。虽然一些示图在通信路径上包括箭头以示出通信的主方向,但应理解,通信可以在与所描绘的箭头相反的方向上出现。

[0083] 虽然在此所讨论的很多示例提及样本是眼睛(具体地,眼睛的视网膜、角膜、前部区段和晶状体),但本发明构思的实施例不限于这种类型的样本。在不脱离本发明构思的范围的情况下,可以使用与在此所讨论的实施例结合而使用的任何类型的样本。

[0084] 如上面讨论那样,眼科外科显微镜可以为外科医生提供他们正操作的眼睛的各个区域的放大查看。然而,存在可以受益于光学相干层析成像(OCT)所提供的高分辨率深度成像的种类的很多眼科外科处置。因此,将OCT系统集成到外科显微镜可以提供更大的能力,并且使得能够进行当前仅利用常规立体成像不能执行的处置。合并有OCT的常规外科显微镜一般提供不能适配用于样本中的感兴趣区域的静态成像。以眼睛为例,常规系统典型地不能适配于针对对角膜区域、前房和晶状体以及视网膜上的结构进行成像的差异成像要求。

[0085] 理想的OCT外科显微镜系统将可以适配于针对各个感兴趣区域而修改成像特性。理想的OCT外科显微镜将具有以下属性集合:用于主体形貌的精确表示的真实远心扫描;用以在视野的深度上控制照射的分布并且用以允许控制在焦点的位置处的横向分辨率的可变数值孔径;用以允许相对于可视显微镜的目镜焦点的OCT聚焦位置的独立控制的可变焦点;宽查看视野,其中,扫描光路径长度被最大地保持恒定,以既把病理生理学保持在OCT视野深度内,又避免所扫描的视野的视觉失真;以及可调整性,用以容纳宽范围的显微镜主物镜,并针对各个外科处置将多样性提供给外科医生。进一步想要使对于外科医生可能习惯于的显微镜的物理工作距离的任何变动最小化。这些距离包括主物镜与主体之间的距离以及显微镜目镜与主体之间的距离。

[0086] 现有系统并未解决所有想要的属性集合。用于OCT扫描的标准配置将两个正交扫描镜以靠近接近的方式放置。在这样的情况下,可以仅沿着一个轴优化远心度。一些系统将第一镜投影到第二镜上;这对于实现远心度是必要但是不充分的条件。本发明的一个目的在于使得在宽查看视野上的远心扫描系统成为可能。在本发明的实施例中,所述系统在

400 平方毫米的面积(20mm 查看视野)上成像为小于 5 微米的视野平坦度。

[0087] 在 Izatt 和其它现有技术中提出的望远波束扩展在改变聚焦位置和数值孔径上是有效的,但这些参数是耦合的。在这样的配置中,不可能独立地控制聚焦位置和数值孔径。本发明的一个目的在于提供扫描 OCT 波束的聚焦位置和波束的数值孔径的独立控制。在本发明的实施例中,可以控制数值孔径,以使得波束束腰在近似 9 微米至 25 微米之间可变。进一步地,在该实施例中,聚焦位置可以在高数值孔径情况(窄波束束腰)下被调整多于 1.5mm 而在低数值孔径情况(宽波束束腰)下多于 15mm,并且焦点和数值孔径可以被独立地控制。

[0088] 在通过 BIOM 或有关外科视网膜透镜的 OCT 成像中,扫描 OCT 波束的光路径长度跨查看视野而较宽地变化,以使得视网膜显现为强烈地弯曲,并且使得超越近似 50 度查看视野,视网膜的中心与边缘之间的光路径长度差可以大于 4mm。在这样的情况下,视网膜的外围可能在 OCT 图像中不可见。本发明的目的在于提出一种修正的外科视网膜透镜,以使跨更宽的查看视野的 OCT 图像的光路径长度均衡。在本发明的实施例中,跨视网膜的 100 度查看视野的 OCT 扫描中的光路径长度差小于近似 2mm。

[0089] 在 OCT 外科显微镜的现有展示中,设计预期用于外科显微镜的一个固定主物镜。对于将 OCT 系统调整到可以针对不同处置适合于外科医生的主物镜的范围而言,尚未预见有容纳性(accommodation)。本发明的目的是用于使 OCT 系统的样本臂容纳主物镜的范围。在本发明的实施例中,OCT 系统使主物镜与 150mm 至 200mm 之间的焦距的范围适配,其中附加实施例容纳更宽或更窄的范围,或在更短或更长的工作距离周围居中的范围。

[0090] 在 OCT 外科显微镜的现有展示中,二向色镜被以 45 度入射,以将 OCT 波束耦合到外科成像路径中。在这样的配置中,目镜与主体之间的路径长度按对于主物镜的通光孔径的已知比例而增加。本发明的目的在于在不影响主物镜的可使用孔径的情况下使这种工作长度的增加最小化。在本发明的一个实施例中,二向色镜设置在除了 45 度之外的角度,减少对工作距离的影响。在本发明的进一步的实施例中,引入修正的主物镜,其附加地减少对工作距离的影响。在本发明的又一个实施例中,引入 OCT 中心通道配置,其对工作距离仍具有更小的影响。

[0091] 最后,由于眼科外科显微镜典型地安装在关节杆臂的端部处以为外科医生提供可调整性和访问,因此 OCT 外科显微镜系统典型地非常紧凑并且轻重量,从而不影响显微镜的性能。

[0092] 相应地,本发明构思的实施例提供能够适配于样本的各个区域的 OCT 外科显微镜,如将关于图 2A 至图 31 在此进一步讨论的那样。

[0093] 首先参照图 2A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的 OCT 外科显微镜的框图。如图 2A 所图解那样,该系统包括宽带源 200、通过波束划分器 220 彼此耦合的基准臂 210 和样本臂 240。波束划分器 220 可以是例如光纤光器件耦合器或体状或微光器件耦合器。波束划分器 220 可以提供从大约 50/50 到大约 90/10 划分比率。如图 2A 进一步图解那样,波束划分器 220 还经可以由光纤提供的检测路径 206 耦合到波长或频率采样检测模块 230。

[0094] 如图 2A 进一步图解那样,源 200 通过源路径 205 耦合到波束划分器 220。源 200 可以是例如超发光发光二极管(SLED)或可调谐源。基准臂 210 经基准臂路径 207 耦合到波束划分器 220。类似地,样本臂 240 经样本臂路径 208 耦合到波束划分器 220。源路径 205、

基准臂路径 207 和样本臂路径 208 可以全都由光纤提供。

[0095] 如图 2A 进一步图解那样,外科显微镜 255 包括两个目镜(双目查看端口)262 以用于外科医生查看样本 299。根据在此所讨论的实施例,图 2A 的外科显微镜 255 包括修正的二向色滤波器 256 以及优化的物镜 259。物镜 259 位于二向色滤波器 256 之下,如图 2A 图解那样。立体外科显微镜的常规物镜被配置为在可见谱中执行。OCT 使用红外谱。因此,根据在此所讨论的实施例的物镜 259 被修正为扩展物镜的波长范围以允许使用 OCT 进行成像并且使用 OCT 来改进外科显微镜所提供的图像。更进一步地,根据在此所讨论的实施例的物镜 259 可以被配置为比常规透镜更薄,因此减少工作距离。以下将进一步讨论根据本发明构思的实施例的物镜 259 的细节。

[0096] 再次参照图 2A,如进一步图解那样,样本臂路径 208 耦合到输入波束变焦部(IBZ) 250、远心扫描组装 251、波束扩展器 252 和可选后焦距调整器 254,其将波束提供给集成到外科显微镜中的修正的二向色滤波器 256。波束行进通过二向色滤波器 256 并且进入物镜 259 以对样本 299 进行成像,在一些实施例中,样本 299 可以是眼睛。

[0097] 提供输入波束变焦部(IBZ) 250 以用于输入波束形状控制。以下将进一步讨论根据在此所讨论的各个实施例的 IBZ 的细节。然而,在 2012 年 12 月 5 日提交的共同受让美国专利申请序列号 No. 13/705,867 中详细讨论了 IBZ,其全部内容被如在其整体中所阐述那样通过引用而合并于此。

[0098] 远心扫描组装 262 控制系统的远心度。例如,根据一些实施例的远心扫描组装 262 可以包括远心检流计中继透镜(GRL)对,即第一半 GRL (GRLH) 和第二 GRLH。每个 GRLH 可以被设计为修正的 Wild 目镜(Wild eyepiece)。然而,在 2012 年 12 月 5 日提交的共同受让美国专利申请序列号 No. 13/705,867 中详细讨论了远心扫描组装 262,其全部内容按其以上整体而被合并于此。

[0099] 波束扩展器 254 (中继波束扩展器(RBE)) 是无焦 RBE 系统,以下将进一步讨论其细节。物镜后焦距调整器 254 对主物镜的范围提供调整。因此,本发明构思的实施例提供具有可以适配于焦距的改变的物镜的 OCT 系统。换句话说,典型地当在前面调整焦距时,还需要在后面补偿焦距,即后焦距调整。

[0100] 虽然 RBE 252 和物镜后焦距调整器 254 在图 2A 中图解为分离的模块,但本发明构思的实施例不限于这种配置。例如,在不脱离本发明构思的范围的情况下,可以组合这两个模块 252 和 254。类似地,虽然图 2A 的各个模块被图解为分离的块,但在不脱离本发明构思的范围的情况下,这些块可以组合或分离为更多块。图 2A 图解的 OCT 系统是针对主体的眼睛的前部区段或对于外科显微镜直接可访问并且可见的其它结构的远心成像所优化的系统。

[0101] 根据本发明构思的一些实施例的外科显微镜包括“无限空间”。这是在立体波束聚光之前在最终物镜之上的空间。例如,在图 2A 中,二向色滤波器 256 插入到该“无限空间”中。具有一个或更多个谱不同或偏振不同的滤波器的该空间可以被用于将附加附件耦合到外科显微镜系统。附件可以包括但不限于例如摄影机、波前分析系统、自动折射器、扫描激光检眼镜和 / 或激光器。在一些情况下,耦合元件将处于无限空间内,但在一些情况下,耦合元件可以存在于 OCT 信号路径上的其它地方。以下将进一步讨论这些实施例。

[0102] 现参照图 2B,将讨论根据本发明构思的一些实施例的 OCT 外科显微镜的框图。图

2B 中的同样的参考标号提及图 2A 中的同样的要素,因此,为了简明将不重复这些要素的细节。如上面讨论那样,十分常见的是使用中间透镜,诸如 Oculus Optikgerat 的双目间接眼科显微镜(BIOM)以针对外科医生修正放大倍率和查看视野。这种中间透镜安装到显微镜镜头的下方台架,并且包括机械部件以调整焦点并且将透镜翻转进入以及退出显微镜的查看视野。BIOM 是允许显微镜在眼睛的查看前部与后部结构之间切换的视网膜成像透镜。然而,BIOM 视网膜透镜针对与 OCT 一起使用并未被优化,并且因此需要改进的视网膜透镜,以用于与 OCT 外科显微镜一起使用。

[0103] 如图 2B 所图解那样,根据本发明构思的一些实施例的视网膜透镜 258 (外科视网膜透镜组装)位于物镜 259 下面。视网膜透镜 258 根据在此所讨论的实施例而针对与 OCT 一起的优化使用而被修正,并且被配置为相应地调整。如图 3 图解那样,视网膜透镜(外科视网膜透镜组装)包括聚光器 340 以及修正的视网膜透镜 342。视网膜透镜 342 允许焦点向下移动到视网膜。以下将进一步讨论关于具有各种查看视野(FOV)的修正的外科视网膜透镜组装的细节。

[0104] 将理解,外科显微镜应当尽可能紧凑,以对于外科医生而言允许足够的空间以在显微镜的物镜与样本/患者之间执行处置。换句话说,在患者与显微镜之间需要合理的工作距离,从而外科医生的双手可以舒适地执行处置。相应地,本发明构思的一些实施例在外科显微镜自身的中心通道中提供 OCT 外科显微镜的二向色滤波器和 OCT 部分,如以下将关于图 4A 至图 4C 讨论的那样。

[0105] 首先参照图 4A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的中心通道外科显微镜的框图。如图 4A 图解那样,该系统包括宽带源 400、基准臂 410 以及在 OCT 外科显微镜 453 的中心通道中集成的样本臂。宽带源 400、基准臂 410 和 OCT 外科显微镜 453 通过波束划分器 420 彼此耦合。波束划分器 420 可以是例如光纤光器件耦合器或体状或微光器件耦合器。波束划分器 420 一般可以提供从大约 50/50 到大约 90/10 划分比率,以使得从样本后向散射的光优先耦合到检测路径。如图 4A 进一步图解那样,波束划分器 420 还经可以由光纤提供的检测路径 406 耦合到波长或频率采样检测模块 430。

[0106] 如图 4A 进一步图解那样,源 400 通过源路径 405 耦合到波束划分器 420。源 400 可以是例如 SLED 或可调谐源。基准臂 410 经基准臂路径 407 耦合到波束划分器 420。类似地,外科显微镜 453 经样本臂路径 408 耦合到波束划分器 420。源路径 405、基准臂路径 407 和样本臂路径 408 可以全都由光纤提供。

[0107] 如图 4A 进一步图解那样,外科显微镜 453 包括两个目镜(双目查看端口)462,用于外科医生查看样本 499。图 4A 的外科显微镜 453 可以但不需要包括根据在此所讨论的实施例的二向色滤波器(未示出)和优化的物镜 459。二向色部当被使用时允许 OCT 一定程度上折叠到路径中,以部分地共享目镜路径所占据的通光孔径。在本发明的一些实施例中,OCT 中心通道占据主物镜的中心视野。二向色部也可以用于耦合附加附件元件。

[0108] 在其中不使用二向色部的本发明的一些实施例中,OCT 中心通道占据主物镜的中心视野,并且目镜通道占据主物镜孔径的外围部分。

[0109] 在图 4A 图解的本发明构思的实施例中,OCT 光器件或其子集 4445 集成到外科显微镜 453 的中心通道中。OCT 样本臂 445 位于外科显微镜 453 的中心通道中。物镜 259 位于 OCT 部分 445 下面。

[0110] 现参照图 4B, 将讨论根据本发明构思的一些实施例的中心通道外科显微镜的框图。图 4B 中的同样的参考标号提及图 4A 中的同样的要素, 因此, 为了简明将不重复这些要素的细节。如图 4B 图解那样, 根据本发明构思的一些实施例的视网膜透镜 458 (外科视网膜透镜组装) 位于物镜 459 下面。根据在此所讨论的实施例的视网膜透镜 458 是针对与 OCT 一起使用被优化的, 并且被配置为相应地调整。如以上讨论的图 3 图解那样, 视网膜透镜 (外科视网膜透镜组装) 包括聚光器 340 以及视网膜透镜 342, 其可以被修正以针对跨视网膜的查看视野的 OCT 扫描波束而减少光路径长度差。以下将进一步讨论关于具有各种 FOV 的外科视网膜透镜组装的细节。

[0111] 现参照图 4C, 将讨论图 4A 到图 4B 图解的中心通道外科显微镜的 OCT 部分的详细框图。如图 4C 图解那样, OCT 部分 445 包括 IBZ 450'、远心扫描组装 451'、波束扩展器 452' 以及可选后焦距调整器 454', 如以上关于图 2A 所讨论的那样。波束行进通过物镜 459 以及任何随后附件透镜 458, 以对样本 499 进行成像, 在一些实施例中, 样本 499 可以是眼睛。

[0112] 现参照图 5A 至图 5C, 其中分别图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 系统接口的侧视图、前视图和斜视图。在该代表性实施例中, OCT 系统通过在显微镜主物镜之上添加二向色滤波器而耦合到显微镜的“无限空间”中。在本发明的实施例中, 二向色滤波器关于显微镜查看路径以大于 45 度的角度定位。在此情况下, OCT 输入相对于物镜与样本之间的路径的角度小于 90 度, 如图 5B 图解那样。二向色滤波器所占据的垂直空间针对外科医生设置对工作距离的最小增加。最小垂直空间要求等于主物镜的通光孔径除以二向色部的角度的正切。在 45 度, 最小垂直空间要求等于物镜通光孔径, 并且 OCT 波束以 90 度进入耦合空间。在角度增加到 50 度的情况下, 垂直空间要求减少到物镜通光孔径的 84%, 并且 OCT 波束以相对于垂直轴成 80 度或相对于水平成 10 度的角度进入耦合空间。

[0113] 在 45 度二向色部配置中, 在 OCT 以 90 度进入成像路径的情况下, OCT 波束直径可以被配置为完全照射主物镜的通光孔径, 如 Izatt 所建议的那样。该情况对于优化的成像性能而言并非总是想要的, 如以下的讨论将图解的那样。然而, 重要的是保持无渐晕的 (unvignetted) OCT 波束路径。由于二向色部偏离 45 度而倾斜并且 OCT 波束从小于 90 度的角度进入波束路径, 因此 OCT 波束的最大孔径被约束。通过几何分析, 作为主物镜孔径的一部分的 OCT 波束的最大孔径可以由以下方程 (1) 描述:

$$F = [1 - 2 * T / (1 + T)]$$

其中, F 等于最大无渐晕 OCT 波束直径对于主物镜的通光孔径的比率, T 是以下方程 (2) 中所描述的几何函数:

$$T = \tan(2 * \theta - \pi/2) * \tan(\theta)$$

其中, θ 等于二向色滤波器相对于主物镜的光轴的角度 (以使得 90 度为垂直于光轴)。

[0114] 在本发明的实施例中, 滤波器角度 θ 大于 45 度并且小于 60 度。在本发明的另一实施例中, 滤波器角度大于 48 度, 以使得对于 OCT 入口波束而言在垂直空间要求上存在至少 10% 的减少, 并且小于 55 度, 以使得最大无渐晕 OCT 波束直径至少是主物镜通光孔径的 30%。在本发明的又一实施例中, 滤波器角度大于 50 度, 以使得对于 OCT 入口波束而言在垂直空间要求上存在至少 15% 的减少, 并且小于 54 度, 以使得最大无渐晕 OCT 波束直径至少是主物镜通光孔径的 40%。在本发明的再一实施例中, 滤波器角度设置在近似 53 度, 以使

得对于 OCT 入口波束而言在垂直空间要求上存在近似 25% 的减少,并且以使得最大无渐晕 OCT 波束直径是主物镜通光孔径的近似 45%。

[0115] 现参照图 6A 至图 6C,其中图解根据本发明构思的一些实施例的与外科显微镜集成的 OCT 系统的各个视图。在一些实施例中,外科显微镜可以是 Leica M844 外科显微镜。然而,本发明构思的实施例不限于此配置。在不脱离本发明构思的范围的情况下,本发明构思的实施例可以与任何外科显微镜一起使用。图 6A 是根据在此所讨论的一些实施例的与外科显微镜集成的 OCT 系统的平面图。图 6B 和图 6C 分别是侧视图和顶视图。

[0116] 现参照图 7A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的 OCT 集成外科显微镜的框图。如图 7A 图解那样,OCT 集成外科显微镜系统包括外科显微镜 255、453、波束形成单元、物镜补偿单元、波束组合器、主物镜、视网膜透镜 258、458 或其它附件透镜、主体 299、499 以及附件通道 735,如以上关于图 2A 所讨论的那样。

[0117] 如图 7A 进一步图解那样,波束形成单元包括 IBZ 250、450、远心扫描器 251、451 以及波束扩展器 252、452。物镜补偿单元包括后焦距调整(BFLA) 254、454。波束组合器包括具有不同谱带(例如 D1、D2)的一个或更多个二向色滤波器 256、456。主物镜包括根据在此所讨论的实施例可以被修正的物镜 259、459。如进一步图解那样,可以在“无限空间”中或在 OCT 成像路径中的其它地方提供附件通道。这些附件可以包括但不限于例如摄影机、波前分析系统、自动折射器、扫描激光检眼镜(SLO)和/或激光器(例如 CW/ 脉冲激光器)。

[0118] 现参照图 7B,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 集成外科显微镜的框图。如图 7A 图解那样,OCT 集成外科显微镜系统包括波束形成单元、物镜补偿单元、波束组合器、主物镜、补充物镜 734、测试下的样本 299、499 以及附件通道 735。在该示图中,OCT 系统被看作主成像系统,并且外科显微镜是可能的多个组合形态之一。

[0119] 如图 7B 进一步图解那样,波束形成单元包括 IBZ 250、450、远心扫描器 251、451 以及波束扩展器 252、452。物镜补偿单元包括后焦距调整(BFLA) 254、454。波束组合器包括具有不同谱带(D1、D2、……DN)的二向色滤波器 259、459。主物镜包括根据在此所讨论的实施例可以被修正的物镜 259、459。附件可以包括但不限于例如外科示波器、摄影机、波前分析系统、自动折射器、扫描激光检眼镜(SLO)、激光器(例如 CW/ 脉冲激光器、飞秒激光器)和/或其它附件。

[0120] 现参照图 7C,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 集成外科显微镜的一般构造的框图。如图 7C 图解那样,OCT 集成外科显微镜系统包括波束形成单元、物镜补偿单元、波束组合器、主物镜、补充物镜 734 以及主体 299、499。

[0121] 如图 7C 进一步图解那样,波束形成单元包括 IBZ 250、450、远心扫描器 251、451 以及波束扩展器 252、452。物镜补偿单元包括后焦距调整(BFLA) 254、454。波束组合器包括具有不同谱带(D1、D2)的二向色滤波器 259、459。主物镜包括根据在此所讨论的实施例的被修正的物镜 259、459。可选附件可以通过波束组合器而被耦合,波束组合器可以是波长依赖(二向色部)或偏振依赖的。

[0122] 现参照图 8,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的用于外科成像的 OCT 光路径的示图。如其中图解那样,根据本发明构思的实施例,(1)所标记的光路径的部分表示 IBZ;(2)所标记的光路径的部分表示远心中继;(3)所标记的光路径的部分表示 RBE;并且(4)所标记的光路径的部分表示物镜。

[0123] 图 9A 是图解根据本发明构思的一些实施例的 IO-OCT 系统的另一布局的示意图。图 9A 图解包括所使用的组件的系统布局和一阶(薄透镜)参数的表示。输入准直器组装(COL)包括输入波束变焦部,并且后随从检流计镜 1 (GM1)到检流计镜 2 (GM2)的远心中继部,并且然后由无焦中继部从中继透镜 1 (RL1)扩展通过中继透镜 2 (RL2)。针对包括性能空间的数值孔径的两种极端限制情况推导与所有系统光学参数有关的一阶方程:具有高横向分辨率以及低 DOF 的高 NA (HNA) 情况;以及具有低横向分辨率和高 DOF 的低 NA (LNA) 情况。这些方程被用于计算从输入光纤源到眼睛的所估计的总体系统长度。针对各种驱动参数(诸如输入波束直径和工作距离)映射出设计空间,并且针对该实施例选取提供减少的总体系统长度的解决方案。

[0124] 利用这种所选取的一阶系统设计,NA 和焦平面控制的各种方法被评估。确定的是准直的输入波束与第一扫描检流计镜之间的 IBZ 系统可以提供对 NA 并且因此对横向分辨率和 DOF 以及焦平面位置的所要求的控制。针对 IBZ 系统生成二阶(厚透镜)设计。在一些实施例中,如所图解那样,该变焦系统包括由 3 个单合透镜(singlet)构成,例如,在图 9B 中,一个负透镜元件(c)和两个相同的正元件(b)和(d)。

[0125] 在操作中,第一正元件(b)保持固定,而负(c)和最后的正(d)元件位置被修正以设置连续的聚焦范围和数值孔径条件。伴随最后正元件(d)的更短回退运动的负元件(c)的向前运动允许 IBZ 系统从 HNA 进入 LNA 配置,并且可以被协调以在恒定聚焦位置处进行该操作。最后正元件(d)的运动调整系统焦平面位置:向后运动使焦平面相对于主体向前移动(即进入眼睛更深)。在这些实施例中,可以利用两个透镜元件运动来完成所有变化。更进一步地,该变焦系统可以位于扫描光学系统之前,允许模块化系统设计和降低的系统复杂度。

[0126] 再次参照图 8,在 IBZ 被指定的情况下,针对图 8 图解的系统的其余部分生成二阶(厚透镜)设计。跟随 IBZ 的主级子系统按所透射的光入射顺序是:第一扫描检流计镜(X);检流计中继透镜(GRL)系统;第二正交扫描检流计镜(Y);以及无焦中继波束扩展器(RBE)系统。GRL 限定光学系统光瞳,使其位于第一(X)检流计镜处,并且将其成像到第二(Y)检流计镜。RBE 系统然后以所要求的放大倍率将该系统光瞳成像到外科显微镜物镜的后焦平面。与 X 检流计到 Y 检流计的中继组合的这个最后条件是允许系统在显微镜物镜的焦平面中为远心的必要条件。对于 OCT 扫描系统而言,该条件可能导致长的光路径长度。本发明设计的进一步的可选特征是设计光器件以使得系统光瞳是虚拟的,允许系统光瞳的位置交叠前面的透镜元件,由此在保持系统远心度的同时减少系统的总体系统长度和光路径长度。

[0127] 如上面讨论那样,图 9B 是图解根据本发明构思的一些实施例的准直器(a)和输入波束变焦(IBZ)(b、c 和 d)系统的示意图。

[0128] 现参照图 9C,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的利用 IBZ 改变数值孔径(NA)并且切换感兴趣区域的示图。如图解那样,准直器透镜(a)后随 IBZ,其包括(b)第一正透镜、(c)第一负透镜和(d)第二正透镜。

[0129] 如在此使用的那样,“输入波束变焦”提及作为图 9C 图解的第一透镜间距 D1 和第二透镜间距 D2 的函数的变焦因子。变焦因子控制数值孔径(NA)。例如,在变焦因子=1 时,系统处于低 NA 模式下。随着变焦因子增加,系统的 NA 增加。如上面讨论那样,第一透镜间距(D1)是从第一正透镜(b)到负透镜(c)的距离,并且第二透镜间距(D2)是从负透镜(c)

到最终正透镜(d)的距离。

[0130] 在任何变焦设置,可以通过 IBZ 的最终透镜(c)的运动来调整焦点。增加第二透镜间距(D2)增加 IBZ 的聚焦能力,并且缩短系统的焦距。减少第二透镜间距(D2)减少 IBZ 的聚焦能力,并且增加系统的焦距。将注意到,两个自由度(透镜间距 D1 和透镜间距 D2)提供系统数值孔径和聚焦的连续控制范围。如本领域技术人员将理解那样,控制范围取决于用于透镜的运动的可用物理空间、透镜的相应的能力以及下游成像光器件。还将注意到,成像条件是确定的,并且可以采用多个控制模式来实现想要的状态,包括但不限于透镜的依次或同时运动、根据查找表中所设置的值的运动或利用基于位置编码器的反馈或响应于图像质量反馈进行的调整。

[0131] 因此,在图 9C 图解的情况(1)下,间距 D1、D2 造成高数值孔径(NA)(例如用于特定配置的最大 NA)。在情况(2)下,负透镜(c)移动 +9.8mm,并且正透镜(d)移动 -2.6mm,以造成低 NA。在情况(3)下,从情况(2)的低 NA 位置,正透镜(d)移动 -5.6mm,以造成低 NA 和加深的焦点。

[0132] 现参照图 10,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的远心中继系统的框图。如其中图解那样,远心中继系统(例如以上所讨论的元件 251 和 451)可以包括(a)双合透镜最接近的检流计 #1 (X);(b)单合透镜;(c)单合透镜;(d)双合透镜;(e)共轭平面;(f)双合透镜;(g)单合透镜;(h)单合透镜;以及(i)双合透镜最接近的检流计 #2 (Y)。如从以上所讨论的框图清楚的那样,远心中继系统 251、451 跟随 IBZ 250、450。

[0133] 现参照图 11,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的中继波束扩展器(RBE)系统的示意图。如所图解那样,RBE 系统(例如以上所讨论的元件 252、452)可以包括(j)波束扩展器输入双合透镜最接近的检流计 #2 (Y);(k)单合透镜;(l)单合透镜;(m)双合透镜;(n)双合透镜;(o)像差校正补偿单合透镜;(p)单合透镜;以及(q)最靠近显微镜主物镜的波束扩展器输出双合透镜。补偿单合透镜(o)被设计为校正已知从利用包括显微镜物镜的基本消色差双合透镜进行成像产生的实质像差。如从以上所讨论的框图清楚的那样,关于图 10 所讨论的远心中继系统(251,451)耦合到关于图 11 所讨论的 RBE 系统 252、452,并且二者都进入以上所讨论的物镜。

[0134] 现参照图 12,图 12 是图解根据本发明构思的一些实施例的用于 OCT 外科显微镜的高性能物镜的示意图。如图 12 图解那样,物镜可以包括冕牌玻璃和火石玻璃。冕牌玻璃可以具有大约 3.4mm 的边沿厚度。图 12 图解的物镜是具有大约 27mm (160mm)、25mm (175mm)的轴向厚度的 70mm 高透射透镜。该物镜比标准商用显微镜物镜更薄,通过低部分的部分色散(low fractional partial dispersion)而具有更好的成像光学性质,改进物镜的带宽以合并可见谱用于显微镜并且合并近红外成像用于 OCT。

[0135] 在一些实施例中,冕牌玻璃 S-FPL51 ($n_d=1.497$, $v_d=81.5$) (超低色散玻璃)和火石玻璃 S-NBH5 ($n_d=1.654$, $v_d=39.7$)。在这些实施例中,想要低 $\Delta P/\Delta v$ 以改进次级谱,其中, $P=$ 部分色散 $= (n_F - n_d) / (n_F - n_C)$, 并且 $v=$ 阿贝 v 数 $= (n_d - 1) / (n_F - n_C)$ 。在一些实施例中, $F=486\text{nm}$, $d=588\text{nm}$, 并且 $C=656\text{nm}$ 。

[0136] 在本发明的实施例中,显微镜物镜分别针对与显微镜和 OCT 系统有关的可见谱和红外谱中的操作而被抗反射涂敷。

[0137] 图 13 是图解根据本发明构思的一些实施例的在标称焦点处的 150mm 物镜的远心

光学性能的一系列图形和图表。150mm 物镜表示可以在眼部外科处置中使用的相对短的焦距的物镜。在图 13 中,在如由 IBZ 设置的高数值孔径(HNA)和低数值孔径(LNA)的极限中,在远心焦平面处的 OCT 斑点大小被示出为跨 10mm 的半查看视野。斑点直径范围从 $10\ \mu\text{m}$ (HNA)到 $25\ \mu\text{m}$ (LNA),跨查看视野是恒定的。远心度被量化为两个视野平坦度,或用于所扫描的 OCT 波束的光路径长度差(OPLD)以及从对于在焦平面上的光线入射而言的垂直偏差的入射的最大角度。最大 OPLD 是 $1.7\ \mu\text{m}$ 或查看视野的 0.017%,并且与垂直的偏差是 0.067 度。

[0138] 图 14 是图解根据本发明构思的一些实施例的在标称焦点处的 175mm 物镜的远心光学性能的一系列图形和图表。175mm 物镜表示可以在眼部外科处置中使用的典型物镜。在图 14 中,在如由 IBZ 所设置的高数值孔径(HNA)和低数值孔径(LNA)的极限中,在远心焦平面处的 OCT 斑点大小被示出为跨 10mm 的半查看视野。斑点直径范围从 $11\ \mu\text{m}$ (HNA)到 $27\ \mu\text{m}$ (LNA),跨查看视野是恒定的。最大 OPLD 是 $1.7\ \mu\text{m}$ 或查看视野的 0.017%,并且与垂直的偏差是 0.061 度。

[0139] 图 14 是图解根据本发明构思的一些实施例的在标称焦点处的 175mm 物镜的远心光学性能的一系列图形和图表。175mm 物镜表示可以在眼部外科处置中使用的典型物镜。在图 14 中,在如 IBZ 所设置的高数值孔径(HNA)和低数值孔径(LNA)的极限中,在远心焦平面处的 OCT 斑点大小被示出为跨 10mm 半查看视野。斑点直径范围从 $11\ \mu\text{m}$ (HNA)到 $27\ \mu\text{m}$ (LNA),跨查看视野是恒定的。最大 OPLD 是 $1.7\ \mu\text{m}$ 或查看视野的 0.017%,并且与垂直的偏差是 0.061 度。

[0140] 图 15 是图解根据本发明构思的一些实施例的在偏移 OCT 焦点的同时的 150mm 物镜的光学性能的一系列图形和图表,表明针对 HNA 情况按恒定斑点大小将焦点偏移 1.7mm 更深并且在 LNA 时偏移 20mm 更深的的能力。虽然图中并未示出,但在更浅的聚焦中实现类似的性能。

[0141] 图 16 是图解根据本发明构思的一些实施例的在偏移 OCT 焦点的同时的 160mm 物镜的示例性光学性能的一系列图形和图表,表明针对 HNA 情况按恒定斑点大小将焦点偏移至少 2mm 更深并且在 LNA 时偏移至少 10mm 更深的的能力。虽然图中并未示出,但在更浅的聚焦中实现类似的性能。

[0142] 图 17 是图解根据本发明构思的一些实施例的在偏移 OCT 焦点的同时的 1675mm 物镜的示例性光学性能的一系列图形和图表,表明针对 HNA 情况按恒定斑点大小将焦点偏移至少 2.4mm 更深并且在 LNA 时偏移至少 12mm 更深的的能力。虽然图中并未示出,但在更浅的聚焦中实现类似的性能。

[0143] 图 18A 和图 18B 分别是图解用于附件外科视网膜成像透镜组装的常规配置和根据本发明构思的实施例的配置的框图。如图 18A 图解那样,使用常规物镜、常规缩影透镜和常规视网膜透镜(例如 BIOM),眼睛中的 OCT 扫描部的枢轴点被成像到眼睛的瞳孔平面中。这是用于 OCT 成像的典型位置,并且特别是良好地适合于无散瞳(non-mydratic)(无扩瞳(non-dilated))眼睛的无渐晕 OCT 成像。然而,人眼中的瞳孔平面不在眼睛的视网膜的曲率中心。从瞳孔中心到视网膜的外围的光路径长度一般明显比到中心或视网膜的黄斑(macular)区域的光路径长度短。在瞳孔平面中具有枢轴点将引起扫描部在瞳孔周围扫描,这将引起 OCT 图像看上去高度弯曲,如图 18A 示出那样。如其中所图解那样,OPLD(光路径

长度失真)=OPL_c (到视网膜中心的光路径长度)-OPL_e (到视网膜边沿的光路径长度),其在成人眼睛中将典型地处于大约 3mm—4mm 的范围中。

[0144] 在全面对比中,使用根据本发明构思的实施例的优化的物镜 259、459 和修正的视网膜透镜系统 258、458,扫描 OCT 波束的枢轴被朝向视网膜的曲率中心偏移,如图 18B 所示。在眼睛中进一步向后移动枢轴点提供更平坦得多的 OCT 图像。因此,如图 18B 图解那样,本发明构思的实施例的 OPLD 将小于 2mm,这对于被设计为利用 2mm 至 3mm 成像深度窗口来对视网膜进行成像的典型 OCT 系统而言是重大的改进。这种设计物镜要求散瞳的(扩瞳的)眼睛,或者可能出现严重的渐晕。扩瞳被常见地用在外科中,并且因此这并不显现缺点。这是对于诊断临床成像的明显对比,其中,高度期望执行无散瞳成像,并且推动瞳孔的枢轴向前不是适合的解决方案。

[0145] 现将关于图 19A 至图 23B 讨论根据本发明构思的实施例的改进的视网膜外科透镜组装的各种实施例以及这些透镜组装的有关光学性能。这些配置中的每一个被设计为将限定 OCT 扫描枢轴的扫描检流计对的图像投影得在瞳孔平面之下更深进入眼睛。

[0146] 首先参照图 19A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的具有 100 度 FOV 的外科视网膜透镜组装的示图。如图 19A 图解那样,显微镜物镜被耦合到缩影透镜,其中其间有 20mm 间距。缩影透镜以间距 A (117mm)与新视网膜透镜 342 (图 3)分离,并且以间距 B (2.8mm)与样本(眼睛)分离。在图 19A 上的表中找到透镜设计和间距的细节。视网膜透镜 342 典型地具有从大约 4mm 到大约 10mm 的 6.6mm 的厚度。系统被描述为按高 NA 设置的 69% 的 IBZ NA 设置而操作。

[0147] 现参照图 19B,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的图 19A 的具有 100 度 FOV 的外科视网膜透镜的光学性能的一系列图形和示图。在视网膜透镜完美地居中以及稍微离心的情况下示出作为半查看视野的函数的 OCT 斑点图案。OCT 波束具有 14 μm 的中心视野波束直径,在查看视野的边沿处增加到 80 μm (+8.5 μm 或 +50 度)。跨查看视野的最大 OPLD 是 1.9mm,确保跨该宽视野的合理平坦 OCT 的图像。在中心视野处还指示针对显微镜的可视响应。可视信号的横向分辨率近似为 22 μm。

[0148] 现参照图 20A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的具有 100 度 FOV 的外科视网膜透镜组装的示图。如图 20A 图解那样,物镜耦合到缩影透镜,其中其间有 20mm 间距。缩影透镜以间距 A 与聚光器 340 (图 3)透镜分离。视网膜透镜 342 (图 3)以间距 B 与聚光器透镜 340 分离,并且以间距 C 与样本(眼睛)分离。在图 20A 上的表中找到间距的细节。

[0149] 现参照图 20B,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的图 20A 的具有 100 度 FOV 的外科视网膜透镜的光学性能的一系列图形和示图。在视网膜透镜完美地居中以及稍微离心的情况下示出作为半查看视野的函数的 OCT 斑点图案。OCT 波束具有 14 μm 的中心视野波束直径,在查看视野的边沿处增加到 28 μm (+8.5 μm 或 +50 度)。跨查看视野的最大 OPLD 是 1.9mm,确保跨该宽视野的合理平坦 OCT 图像。在中心视野处还指示针对显微镜的可视响应。可视信号的横向分辨率近似为 40 μm。OCT 性能在可视分辨率和透镜复杂度上的轻微代价下优于图 19A 的设计。

[0150] 现参照图 21A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的具有 60 度 FOV 的外科视网膜透镜组装的示图。如图 21A 图解那样,物镜耦合到缩影透镜,其中其间有 20mm 间距。缩影透镜以间距 A 与视网膜透镜 342 (图 3)分离,并且以间距 B 与样本(眼睛)分离。在图 21A

上的表中找到间距的细节。系统被描述成在高 NA 设置中操作。

[0151] 在该实施例中,外科非球面透镜 342 是夹有附加厚度的单个双侧非球面透镜,该附加厚度允许两个表面充当两个单独透镜,并且在通过具有可能潜在地反射更多光的更少表面而减少后向反射和光学复杂度的同时提供归因于两个表面上的基本上不同的主光线高度的附加校正。将理解,出于多种原因,不能使非球面透镜任意地厚。首先,由于该透镜用于对从 OCT 系统进入眼睛中的外出光进行准直,因此其必须不太靠近视网膜共轭平面,以免进入 OCT 系统的后向反射。其次,如果使透镜太厚从而视网膜共轭平面在透镜内部,则透镜将极其难以制备。此外,为了稍微减少制造成本,该透镜在其两个表面在基本曲率和离心率上都基本上对称。

[0152] 在一些实施例中,P1 原理平面为从 S1 表面到透镜内部 6.898mm,而 P2 原理平面是从 S2 表面到透镜内部 -6.898mm,并且透镜是 21mm 厚。原理平面距每个表面的相对大的距离在于允许在每个表面处的基本上不同的主光线高度。用于 OCT 光的最大主光线在视网膜共轭平面附近几乎是远心的,并且关于光轴成 1.06 度的角度。在视网膜外科透镜的 S1 处的最大主光线高度是 6.122mm,而在 S2 处的同一主光线仅是 3.878mm,这允许每个表面几乎充当单独透镜。在一些实施例中,基本半径 =25.697mm (双凸);K=-3.679 (圆锥常数);厚度 =21mm;并且在 587.6nm 处,EFL=18mm。

[0153] 现参照图 21B,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的图 21A 的具有六十度 FOV 的外科视网膜透镜的光学性能的一系列图形和示图。在视网膜透镜完美地居中以及稍微离心的情况下示出作为半查看视野的函数的 OCT 斑点图案。OCT 波束具有 8 μm 的中心视野波束直径,在查看视野的边沿处增加到 17 μm (+-5.5 μm 或 +-30 度)。跨查看视野的最大 OPLD 是 0.9mm,确保跨该宽视野的合理平坦 OCT 图像。在中心视野处还指示针对显微镜的可视响应。可视信号的横向分辨率近似为 32 μm 。

[0154] 现参照图 22A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的具有 60 度 FOV 的外科视网膜透镜组装的示图。如图 22A 图解那样,物镜耦合到缩影透镜,其中其间有 20mm 间距。缩影透镜以间距 A 与视网膜透镜 342 (图 3) 分离,并且以间距 B 与样本(眼睛)分离。在图 22A 上的表中找到间距的细节。

[0155] 现参照图 22B,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的图 22A 的具有六十度 FOV 的外科视网膜透镜的光学性能的一系列图形和示图。在视网膜透镜完美地居中以及稍微离心的情况下示出作为半查看视野的函数的 OCT 斑点图案。OCT 波束具有 7 μm 的中心视野波束直径,在查看视野的边沿处增加到 9 μm (+-5.5 μm 或 +-30 度)。跨查看视野的最大 OPLD 是 0.7mm,确保跨该宽视野的合理平坦 OCT 图像。在中心视野处还指示针对显微镜的可视响应。可视信号的横向分辨率近似为 45 μm 。

[0156] 现参照图 23A,将讨论根据本发明构思的一些实施例的具有 80 度 FOV 的外科视网膜透镜组装的示图。如图 23A 图解那样,物镜被耦合到缩影透镜,其中其间有 20mm 间距。缩影透镜以间距 A 与视网膜透镜 342 (图 3) 分离,并且以间距 B 与样本(眼睛)分离。在图 23A 上的表中找到间距的细节。

[0157] 现参照图 23B,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的图 23A 具有的 80 度 FOV 的外科视网膜透镜的光学性能的一系列图形和示图。在视网膜透镜完美地居中以及稍微离心的情况下示出作为半查看视野的函数的 OCT 斑点图案。OCT 波束具有 12 μm 的中心

视野波束直径,在查看视野的边沿处增加到 $16 \mu\text{m}$ ($+7.3 \mu\text{m}$ 或 $+40$ 度)。跨查看视野的最大 OPLD 是 1.3mm ,确保跨该宽视野的合理平坦 OCT 图像。在中心视野处还指示针对显微镜的可视响应。可视信号的横向分辨率近似为 $48 \mu\text{m}$ 。

[0158] 以上所描述的本发明的实施例一般针对 OCT 耦合元件集成到立体变焦外科显微镜的无限空间中,利用二向色滤波器折叠进入显微镜的成像路径。约束已经被限制于对该无限空间的访问。替换的实施例是引导与显微镜的目镜路径平行的光路径的至少一部分,以最小化或消除对将元件耦合到无限空间中的需要,由此潜在地免除对外科工作距离的任何影响,并且潜在地得到更紧凑的改善的多模式成像系统。这种实现构思将被提及中心通道 OCT (外科) 显微镜 (CCOM)。

[0159] 当考虑如何构建 CCOM (即将 OCT 系统集成到外科立体显微镜中) 时,应当对限定 OCT 波束的参数进行限定。存在表征 OCT 波束的三个主要参数:(1) 聚焦波束的数值孔径或 NA;(2)在其上可以扫描聚焦波束的查看视野;(3)在所扫描的视野上的聚焦波束的远心度程度。以下参照图 24 至图 27 在以下讨论掌控这些参数如何与显微镜系统参数有关的方程。

[0160] 首先参照图 24,图 24 是图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 远心度情况的示图。如果要求远心扫描,则还需要满足远心条件:1)OCT 系统的出射光瞳位于显微镜物镜的焦平面中;以及 2)OCT 和显微镜物镜的光轴是共线的。

[0161] NA_0 是由焦点波束半角度限定的 OCT 数值孔径;OCT 所操作的最大 NA 确定其有限的横向分辨率。 NA_0 由以下列出的方程 (3) 表示:

$$NA_0 = \frac{1.22 \cdot \lambda_0}{2 \cdot \rho} = \sin \beta$$

其中, β 是 OCT 焦点波束半角度; λ_0 是 OCT 中心波长;并且 ρ 是 OCT 横向分辨率,假设等于艾利斑 (Airy disk) 半径。 $\emptyset B$ 是 OCT 准直波束直径,即出射光瞳与物镜之间的无限空间中的 OCT 波束。 $\emptyset B$ 由以下列出的方程 (4) 表示:

$$\emptyset B \cong \frac{1.22 \cdot \lambda_0 \cdot F}{\rho} = 2F \cdot NA_0$$

其中, F 是外科显微镜物镜的有效焦距,并且被结合到以下列出的方程 (5) 的被扫描的查看视野 $\emptyset V$:

$$F \cdot \tan \alpha = \frac{\emptyset V}{2},$$

其中,对于小角度而言, $\tan \alpha \approx \alpha$,我们具有 $\alpha \cong \frac{\emptyset V}{2F}$,其中, α 是 OCT 系统的最大扫描角度。 $\emptyset V$ 是 OCT 显微镜透镜系统的查看视野直径。

[0162] $\emptyset A$ 是 OCT 波束所要求的物镜上的通光孔径直径,并且由以下列出的方程 (6) 表示:

$$\emptyset A = \emptyset B + \emptyset V$$

外科立体显微镜典型地使用通过公共物镜进行观看的两个或更多个无焦中继变焦透镜 (ARZL) 系统。用于左右查看通道的单独 ARZL 系统使它们的光轴平行于以及偏移开公共物镜光轴, 以提供立体观测。外科立体显微镜的个体中的每个查看通道由按从物体 (或主体) 开始的顺序列出的以下关键光学系统构成: 1) 公共物镜; 2) 无焦变焦中继系统; 3) 用以形成中间图像的管透镜; 以及 4) 用以校正图像定向的正象棱镜系统。用于每个查看通道的中间图像经由双目目镜透镜系统被成像到最终检测器——它们可以是外科医生的眼睛或相机。由于双目目镜系统经常被设计为可互换模块, 因此当预期 OCT 系统集成到外科显微镜中时不需要考虑它们。更进一步地, 正象棱镜系统和管透镜对于立体显微镜设计族而言通常是标准化的, 这意味着它们的参数并不驱动 OCT 系统集成的设计。这让无焦中继变焦透镜系统和物镜成为在驱动集成的 OCT 系统设计中具有首要重要性的光学系统。

[0163] 现参照图 25, 将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的外科立体显微镜的无焦中继变焦透镜条件的示图。无焦中继变焦透镜系统由 3 个关键参数表征: (1) 在最大放大倍率下的操作 NA; (2) 在最小放大倍率下的查看视野; 以及 (3) 变焦比率或最大对最小放大倍率的比率。由于无焦中继变焦透镜系统在物镜之上的无限空间中起作用, 因此其提供的放大倍率是纯角形的。以下所列出的方程掌控无焦中继变焦透镜系统参数如何与立体显微镜系统参数有关。

[0164] NA_m 是如以上焦点波束半角度所限定的显微镜单查看通道数值孔径; 显微镜所操作的最大 NA 确定其有限的横向分辨率。 NA_m 由以下列出的方程 (7) 表示:

$$NA_m = \frac{1.22 \cdot \lambda_m}{2 \cdot r} = \sin \delta$$

其中, δ 是显微镜查看通道焦点波束半角度; λ_m 是显微镜查看通道中心波长; 并且 r 是显微镜查看通道横向分辨率, 假设等于艾利斑半径。

[0165] $\emptyset P$ 是显微镜查看通道无限空间波束直径并且由以下列出的方程 (8) 表示:

$$\emptyset P \cong \frac{1.22 \cdot \lambda_m \cdot F}{r} = 2F \cdot NA_m$$

其中, F 是外科显微镜物镜的有效焦距。M 是无焦中继变焦透镜的放大倍率并且由以下列出的方程 (9) 表示:

$$M = \frac{\tan \varepsilon}{\tan \gamma}$$

其中, γ 是用于无焦中继变焦透镜的物体侧主光线角度, 并且 ε 是用于无焦中继变焦透镜的图像侧主光线角度。

[0166] γ_o 是用于在最小放大倍率查看视野的边沿处的物体视野点的主光线角度, 并且由以下列出的方程 (10) 表示:

$$\gamma_o \cong \tan \gamma_o = \frac{\emptyset Q}{2F}$$

其中, $\emptyset Q$ 是在最小放大倍率的显微镜查看视野的直径。

[0167] z 是无焦中继变焦透镜放大倍率比率 (典型地, 对于外科立体显微镜而言, $z=6$), 并

且由以下列出的方程(11)表示：

$$z = \frac{M_m}{M_o} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_o} \cdot \frac{\tan \gamma_o}{\tan \gamma_m} = \frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_o} \cdot \frac{\phi Q}{\phi R}$$

其中 M_m 是最大无焦中继变焦透镜放大倍率； M_o 是最小无焦中继变焦透镜放大倍率； γ_m 是用于在最大放大倍率查看视野的边沿处的物体视野点的主光线角度； ε_m 是用于 γ_m 输入（最大放大倍率）的无焦中继变焦透镜的图像侧上的主光线角度； ε_o 是用于 γ_o 输入（最小放大倍率）的无焦中继变焦透镜的图像侧上的主光线角度；并且 ϕR 是在最大放大倍率的显微镜查看视野的直径。

[0168] 以下列出的方程(12)图解无焦中继变焦透镜的物体侧上的全视野主光线角度在变焦极限时如何相关。

$$\gamma_m \cong \tan \gamma_m = \frac{\tan \gamma_o}{z} \cong \frac{\phi Q}{2zF}$$

[0169] 对于良好设计的无焦中继变焦透镜而言，图像的明显位置不应随着放大倍率变化而改变。该情况由以下列出的方程(13)表示：

$$\frac{\tan \varepsilon_m}{\tan \varepsilon_o} = 1 \text{ (良好设计的变焦)}$$

在限定立体变焦外科显微镜的性能条件的情况下，可以限定用于 CCOM 的约束和设计条件。

[0170] 现参照图 26，将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的中心通道 OCT 集成外科立体显微镜 (CCOM) 的情况的示图。用以在满足以上描述的远心扫描条件的同时将 OCT 系统集成到外科立体显微镜的一种方式是在 ARZL 系统 (2 或 4 个，取决于对于协助外科医生而言是否存在专用查看通道) 从物镜光轴偏移允许 OCT 波束路径保持通光的最小距离的情况下为物镜光轴上居中的 OCT 波束让出空间。在一些实施例中，ARZL 系统的筒恰以最大扫描角度触碰 OCT 波束。在这些实施例中，可以根据以下讨论的方程来计算最小 ARZL 偏移以及最小物镜边沿直径。

[0171] 该一阶分析假设 ARZL 的出射光瞳与底部透镜和机械筒一致。现实中，将不会是这种情况，但这是接近的近似。

[0172] ϕE 是将利用给定参数配合 OCT 系统和 ARZL 系统的显微镜物镜的最小边沿直径，并且由以下列出的方程(14)表示：

$$\frac{\phi E}{2} = d_1 + d_2 + d_3 + d_4$$

其中， $d_1 \dots d_4$ 是具有以下单独给出的确切关系的如图 26 中示出的横向距离。

[0173] ϕ 是 ARZL 光轴从物镜光轴的偏移，并且由以下列出的方程(15)表示：

$$O = d_1 + d_2 + \frac{\phi G}{2}$$

其中, ϕG 是 ARZL 机械筒直径。

[0174] 在 ARZL 的出射光瞳的平面中所测量的最大扫描角度下的从物镜光轴到 OCT 波束主光线的距离 d_1 由以下列出的方程(16)表示:

$$d_1 = (F - H) \cdot \tan \alpha$$

其中, H 是在物镜之上的 ARZL 的高度。

[0175] 当 OCT 波束恰掠过 ARZL 筒时在 ARZL 的出射光瞳的平面中所测量的在最大扫描角度下从 OCT 波束主光线到 ARZL 机械筒的边沿的距离 d_2 由以下列出的方程(17)表示:

$$d_2 = \frac{\phi B}{2 \cos \alpha}$$

在 ARZL 出射光瞳的平面中所测量的从 ARZL 筒的内部边沿到全视野查看通道光线束(bundle)的外部边沿的距离 d_3 由以下列出的方程(18)表示:

$$d_3 = \frac{\phi G + \phi P}{2}$$

在 ARZL 出射光瞳的平面中所测量的从全视野查看通道光线束的外部边沿到物镜的边沿的距离 d_4 由以下列出的方程(19)表示:

$$d_4 = H \tan \gamma_m$$

用于利用给定参数配合(多个) ARZL 所环绕的居中 OCT 通道所需的最小物镜直径的完整表达式由以下列出的方程(20)表示:

$$\phi E = \phi V \left(1 - \frac{H}{F}\right) + 2NA_{OCT} \sqrt{F^2 + \left(\frac{\phi V}{2}\right)^2} + F \cdot NA_{AZ} + \phi G + \frac{H \cdot \phi Q}{z \cdot F}$$

对于最高 NA (高分辨率)OCT 系统而言,可能需要 ARZL 偏移和物镜直径不切实际地大。在这样的情况下,可能想要针对折叠路径中心通道 OCT (外科) 显微镜(FCCOM) 设计在无限空间耦合设计与 COM 设计之间的混合。

[0176] 现参照图 27, 将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的集成了折叠路径中心通道 OCT 的外科立体显微镜(FCCOM) 的情况的示图。在这些实施例中, 在显微镜查看路径通过二向色镜观看时, 二向色镜被用在 ARZL 与物镜之间的空间中以在 OCT 波束中折叠。目标是使完成这种折叠所要求的空间最小化, 主要是减少显微镜本体的高度。当入射角 ϕ 为最小时, 实现最小高度。对于其中二向色镜恰触碰物镜的外部边沿并且折叠的 OCT 波束恰触碰物镜的相对边沿的极端情况而言, 最小角度条件由以下列出的方程(21)给出:

$$\frac{(E + A) \cdot \cos(2\phi + \alpha)}{\sin[2(\phi + \alpha)]} = \frac{(E - A) \cdot \sin \phi}{\cos(\phi + \alpha)}$$

该方程是非线性的,并且不能以解析方式求解,但可以以数值方式求解。对于典型外科立体显微镜和高 NA OCT 参数而言, ϕ_{\min} 解出为近似 37° 。注意,在该几何条件中,角度 ϕ 通过 $\phi=90^\circ - \theta$ 而与如在以上方程(1)中所描述的二向色角度相关,并且因此 θ 的最大值近似为 53° 。

[0177] 折叠二向色镜不必需跨公共物镜的整个直径延伸。如果 ARZL 系统被定位,则二向色镜仅需要足够大以不卡断(clip)显微镜查看通道。这种布置对于经由二向色和 / 或折叠镜引入焦平面的照射而言可能具有优点。在常规的外科立体显微镜中,典型地在 ARZL 与物镜之间的空间中引入照射系统。因此,根据在此所讨论的实施例,在折叠的 OCT 配置中,该空间可以被用于两个目的:在使对外科工作距离的影响最小化的同时,进行 OCT 系统的照射和耦合。

[0178] 现参照图 28,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的使用外科显微镜的成像的方法的流程图。通过在样本(例如眼睛)中选择感兴趣区域(ROI),操作在块 2800 开始,其中 ROI 是角膜、晶状体、前部区段、后部区段、或视网膜等中的一个。显微镜主物镜和任何附件透镜对于显微镜系统(例如优化的 175mm 焦距物镜和 100 度外科视网膜透镜)而被选择并且配置(块 2810)。如果要求的话,则可以调整 OCT 路径,以使得后焦距匹配物镜(块 2820)。相应地调整基准臂(块 2830),以使得基准臂路径长度使 OCT 路径长度与 ROI 匹配。调整数值孔径(块 2840),从而图像亮度满足外科均匀度要求,并且横向分辨率满足外科分辨率要求。调整焦点(块 2850),从而最佳焦点被标定在 ROI 内的感兴趣深度处;聚焦位置可以根据外科医生的需要而处于显微镜焦平面处,或在该平面之上或之下。使用这些设置获得图像、多个图像或连续视频显示(块 2860)。就是否已经获得(多个)想要的图像作出确定(块 2870)。如果已经获得具有想要的图像质量的想要的图像(块 2870),则操作可以中止,直到想要另一图像。另一方面,如果确定尚未获得想要的(多个)图像,则操作返回到块 2840,并且重复,直到获得想要的图像和图像质量为止。

[0179] 现参照图 29,图 29 是图解根据本发明构思的一些实施例的在使用集成了 OCT 的外科显微镜的外科处置期间的成像的方法的流程图。如图 29 图解那样,通过在样本(例如眼睛)中选择要被成像的 ROI,操作开始于块 2905,并且如上所述。调整基准臂(块 2915)。针对分辨率 / 亮度均匀度调整 NA (块 2925),并且针对亮度调整焦点(块 2927)。使用当前设置来获取图像(块 2935)。基于当前设置和所获取的图像来计算临床参数的初始集合(块 2937)。

[0180] 这些临床参数可以包括角膜的前部表面的形状、角膜的前部基质表面的形状、角膜的内皮表面的形状以及可以从这样的测量推导的任何有关参数,包括但不限于角膜测厚图、曲率图、折射能力、像差图、和角膜弧度值等。临床参数可以还包括虹膜角膜角度、巩膜厚度、气泡几何形状、和巩膜静脉窦(Canal of Schlemm)位置等。临床参数可以还包括瞳孔直径、晶状体囊厚度、或晶状体厚度等。临床参数可以又包括视网膜薄膜面积或厚度、特定视网膜层的厚度、或视网膜中的特定病理的几何形状等。临床参数可以是可利用 OCT 成像系统直接观测或测量的任何这样的参数或从这样的直接可观测物推导的参数。

[0181] 至少部分地使用这些临床参数中的一个或更多个来设计外科协议以用于指导。使用初始参数来发起外科处置(块 2945)。针对处置 ROI 上的亮度调整 NA (块 2947)和焦点(块 2955),以优化处置的可视化。获取附加图像(块 2957),并且外科处置至少部分地响应于

可视化的 OCT 图像而继续。如果需要,则针对处置 ROI 上的亮度调整 NA (块 2965) 和焦点 (块 2967),以改进图像质量,或观测可能次要地被处置影响的结构。例如,在白内障处置期间,可能想要使视网膜可视化,以观测发送到视网膜的任何牵引。在利用 OCT 的情况下对于外科医生来说可观测的次要暗示将被作为本领域专家的外科医生所理解。使用新的设置来获取更多图像(块 2975)。随着处置接近完成,基于随后获取的图像和关联的设置来计算新的临床参数集合(块 2977)。将初始临床参数和新的临床参数比较(块 2985),并且就是否已经实现想要的结果作出确定(块 2987)。如果已经实现想要的结果(块 2987),则操作中止。另一方面,如果并未实现想要的结果(块 2987),则操作返回到块 2945 并且重复,直到实现想要的结果的为止。

[0182] 作为用以通过 NA 控制来控制 OCT 视野深度的附属物,可以通过控制谱采样间隔来调整(傅立叶域)窗口深度,如图 30 图解那样。现参照图 30,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的通过选择谱采样间隔的图像视野深度调整的一系列图表。

[0183] 如本领域现在公知的那样,FDOCT 图像窗口是谱采样间隔的函数。最大可观测图像窗口深度与最小谱采样间隔对应。在谱域系统中,光谱仪像素间距约束图像深度。在扫频源系统中,对谱采样的硬件约束设置约束。另一方面,可观测的图像深度可以通过使得谱采样间隔成双倍或四倍而减为一半或四分之一。在固定的谱范围的情况下,分辨率不受影响,窗口深度减少,并且像素数量对应地减少。该处理具有当标定被约束的感兴趣区域时仅显示感兴趣区域的优点,并且因为数据点的数量减少,所以可以以更少的计算成本来进行该操作。以此方式,存在感兴趣区域上的增加的焦点、减少的计算成本以及对于外科医生的潜在地更快的获取和针对更快的反馈而进行显示。

[0184] 现参照图 31,将讨论图解根据本发明构思的一些实施例的 OCT 光学系统的一个实施例的示图。在该实施例中,系统被配置为:在所要求的扫描范围上校正更高阶像差,造成图 31 中所示的系统。该光学系统设计被精细调谐,以减少高效地耦合到源光纤中的后向反射,以便减少 OCT 信号中的噪声。图 31 中图解的系统包含 13 个单合透镜和 7 个双合透镜(都具有球形表面),其可以被折叠起来以配合到 50mm x 125mm x 150mm 体积中。

[0185] 最后,根据在此所讨论的一些实施例的 OCT 光学系统可以优化地针对特定显微镜物镜或针对其所设计的显微镜物镜的范围来进行执行。与诊断眼科 OCT 系统和实验室显微镜这两者对照,外科显微镜具有十分长的工作距离,范围典型地从大约 150mm 到大约 175mm,但从大约 125mm 延伸到大约 200mm。更进一步地,OCT 集成到实验室显微镜中的构思已经为 Bioptigen 所商业化,如在图 1D 中针对具有 75mm 物镜焦距的系统所图解的那样。附加地,利用外科成像(或实验室成像)以及记住的色彩校正的要求来设计显微镜物镜。这些设计物镜并非总是立即与高质量 OCT 成像的要求一致。进一步地,多种外科系统和应用意味着该 OCT 接口必须适配于广泛的多种显微镜物镜、实验室和外科应用。

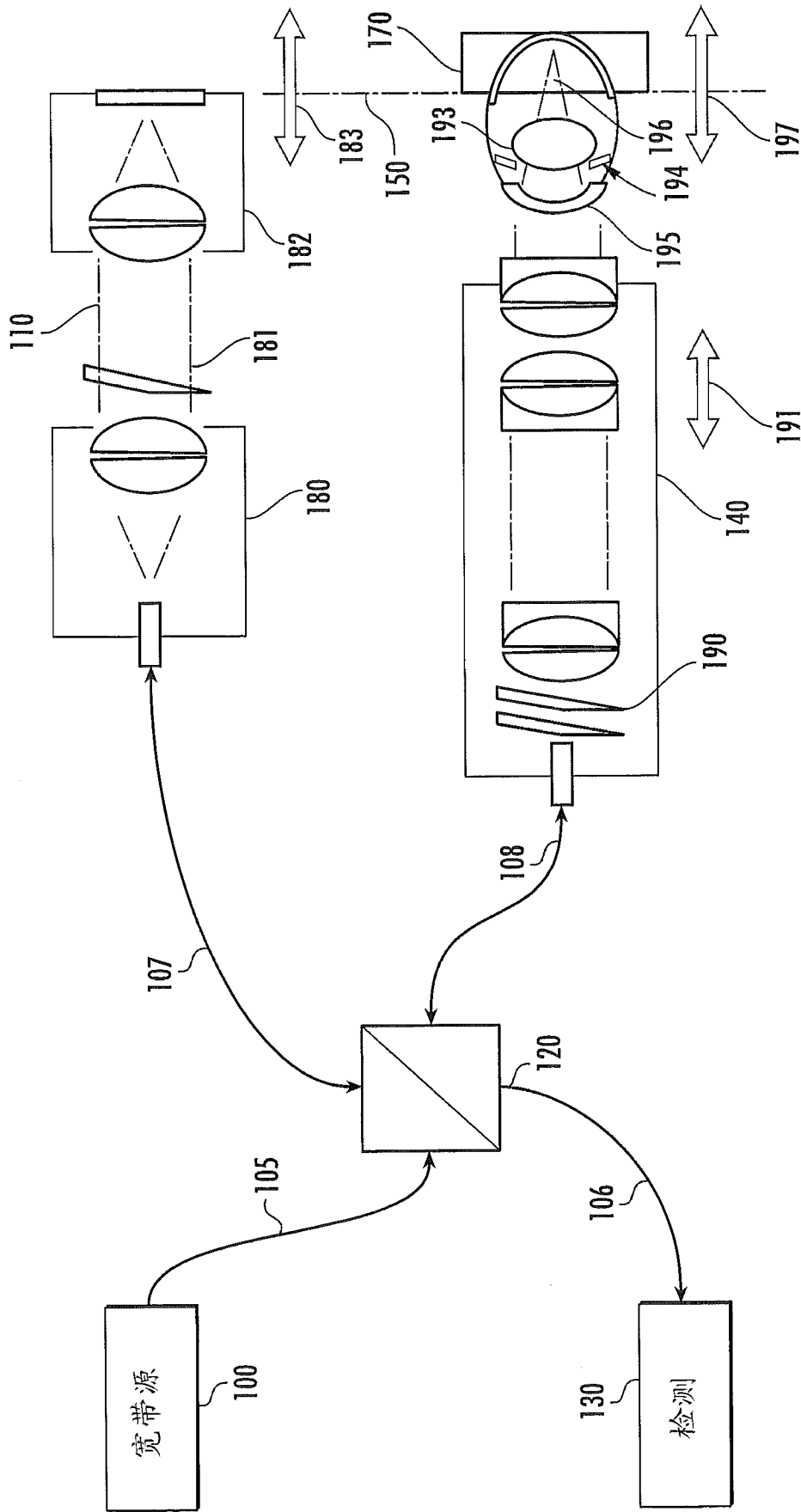
[0186] 为了提供最灵活的 OCT 接口,系统的架构划分为两个子系统,我们将称为 OCT 中继部和 OCT 物镜部。如所描述的 OCT 中继部在控制 OCT 系统的数值孔径和聚焦控制方面提供灵活性。OCT 物镜部是最终多透镜系统,其包括显微镜物镜并且设置 OCT 系统的出射光瞳,包括任何后焦距容纳(accommodation)。出射光瞳应当位于显微镜物镜的焦平面处。OCT 物镜部可以修改为任何显微镜物镜,其中虚拟出射光瞳减少了放置真实出射光瞳的机械约束。附加地,显微镜物镜之前的多透镜元件对于对 OCT 系统设置相对于显微镜系统的聚焦

偏置而言是有用的,允许输入波束变焦部的聚焦控制以优化该偏置点周围的焦点,以用于 OCT 图像的增加了的控制和优化。

[0187] 本发明构思的特征将该显微镜 OCT 接口的利用性的范围从外科显微镜的长工作距离延伸到实验室显微镜的更短的工作距离。

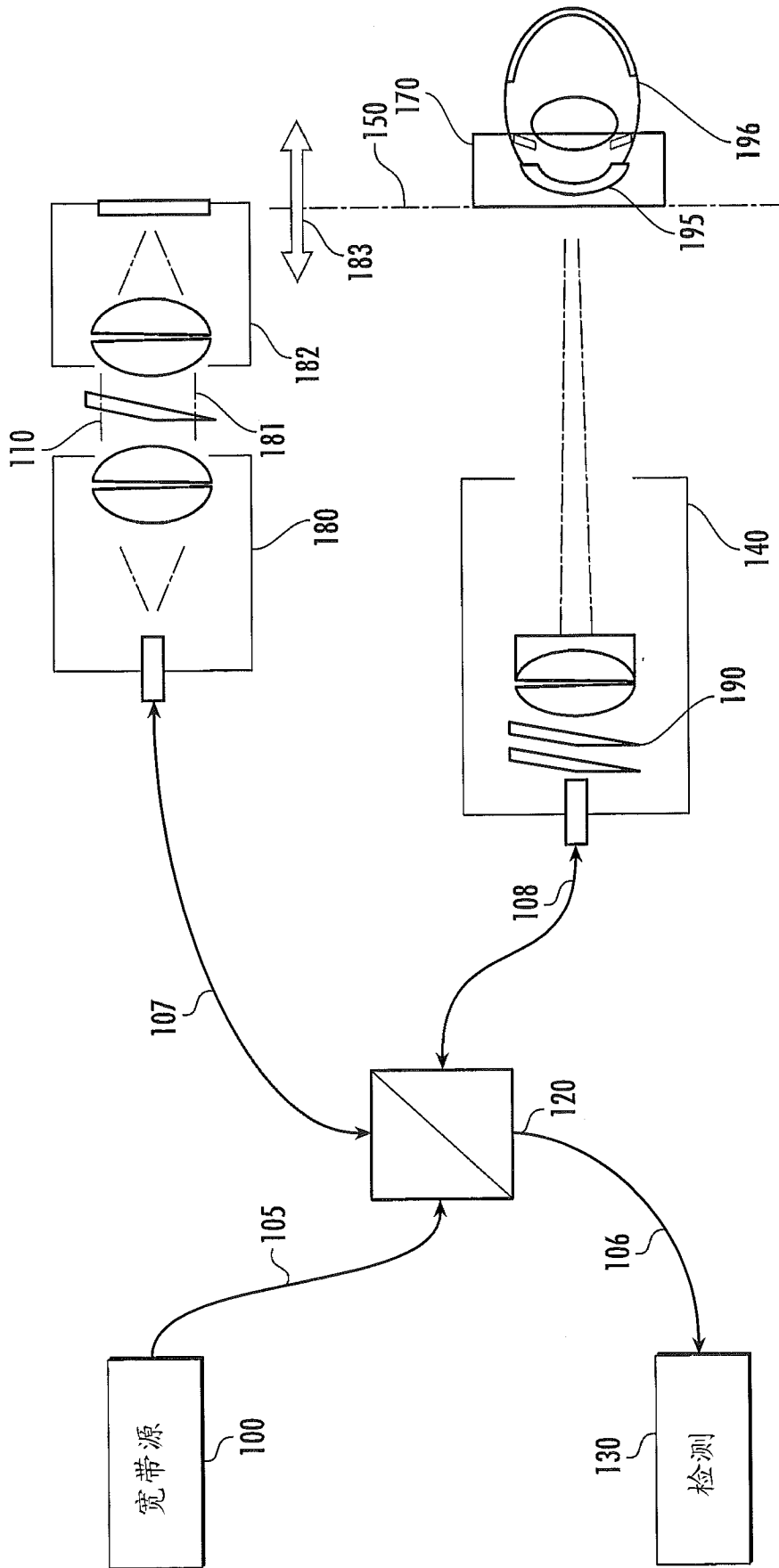
[0188] 以上参照系统和设备的框图和 / 或流程图说明描述了示例实施例。块中所注明的功能 / 动作可以不按流程图中所注明的顺序出现。例如,取决于所牵涉的功能 / 动作,相继示出的两个块实际上可以基本上同时地被执行,或各块可以有时按相反顺序被执行。此外,流程图和 / 或框图的给定块的功能可以被分离为多个块,和 / 或流程图和 / 或框图的两个或更多个块的功能可以至少部分地集成。

[0189] 在附图和说明书中,已经公开了本发明构思的示例性实施例。然而,在基本上不脱离本发明构思的原理的情况下,可以对这些实施例作出很多变化和修改。相应地,虽然使用了特定的术语,但是它们仅在一般性的和描述性的意义上被使用而非用于限制的目的,本发明构思的范围由所附权利要求限定。



现有技术

图 1A



现有技术

图 1B

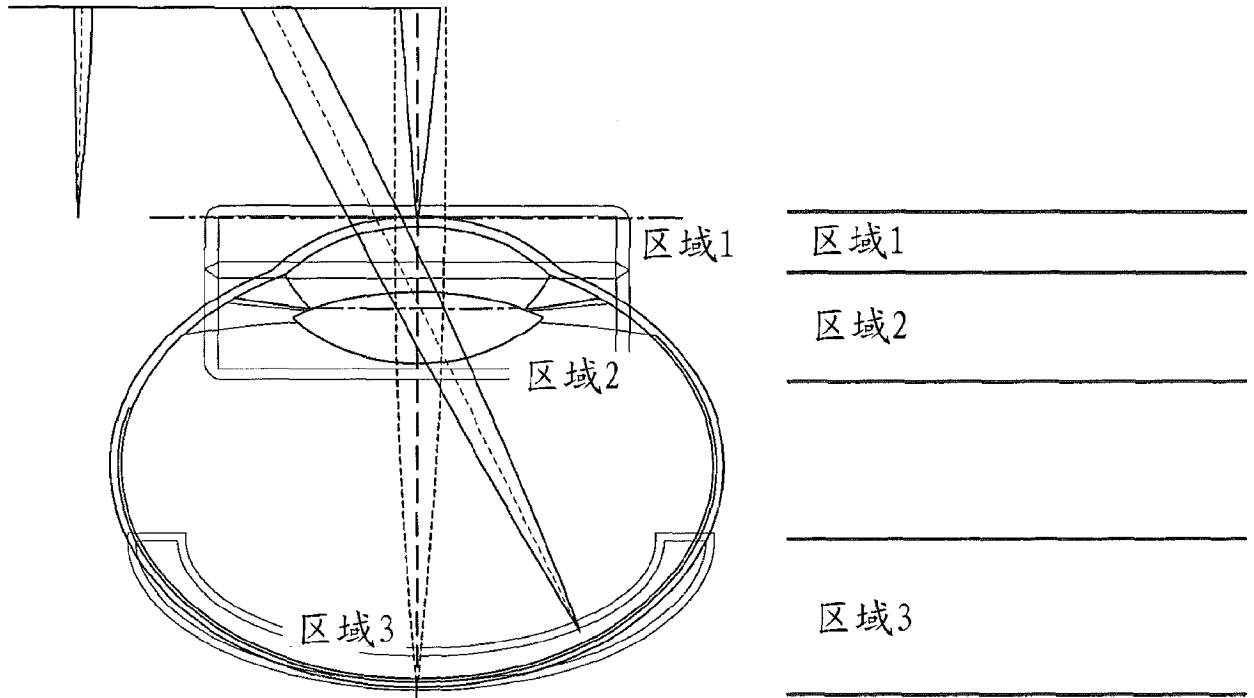


图 1C

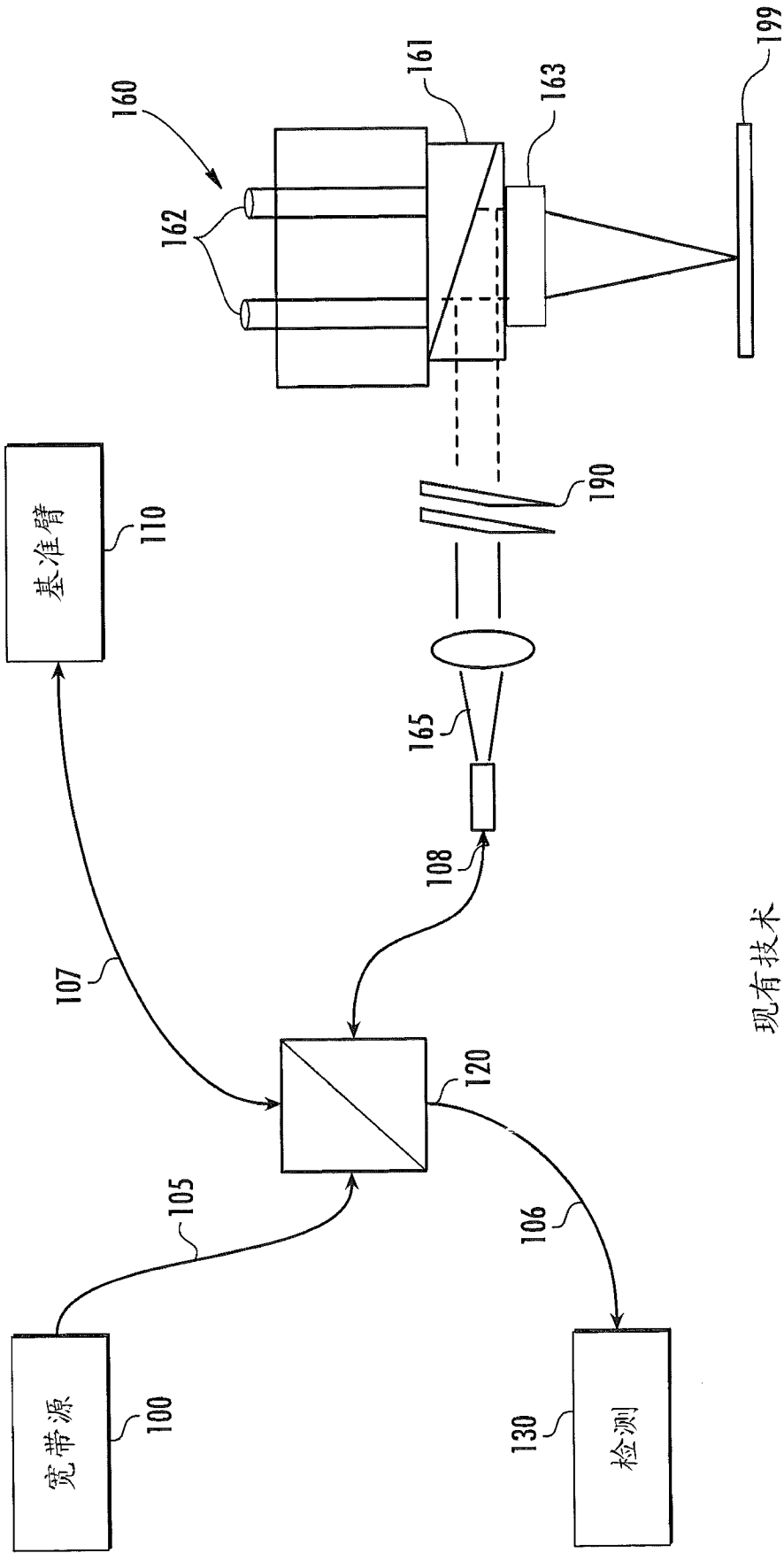


图 1D

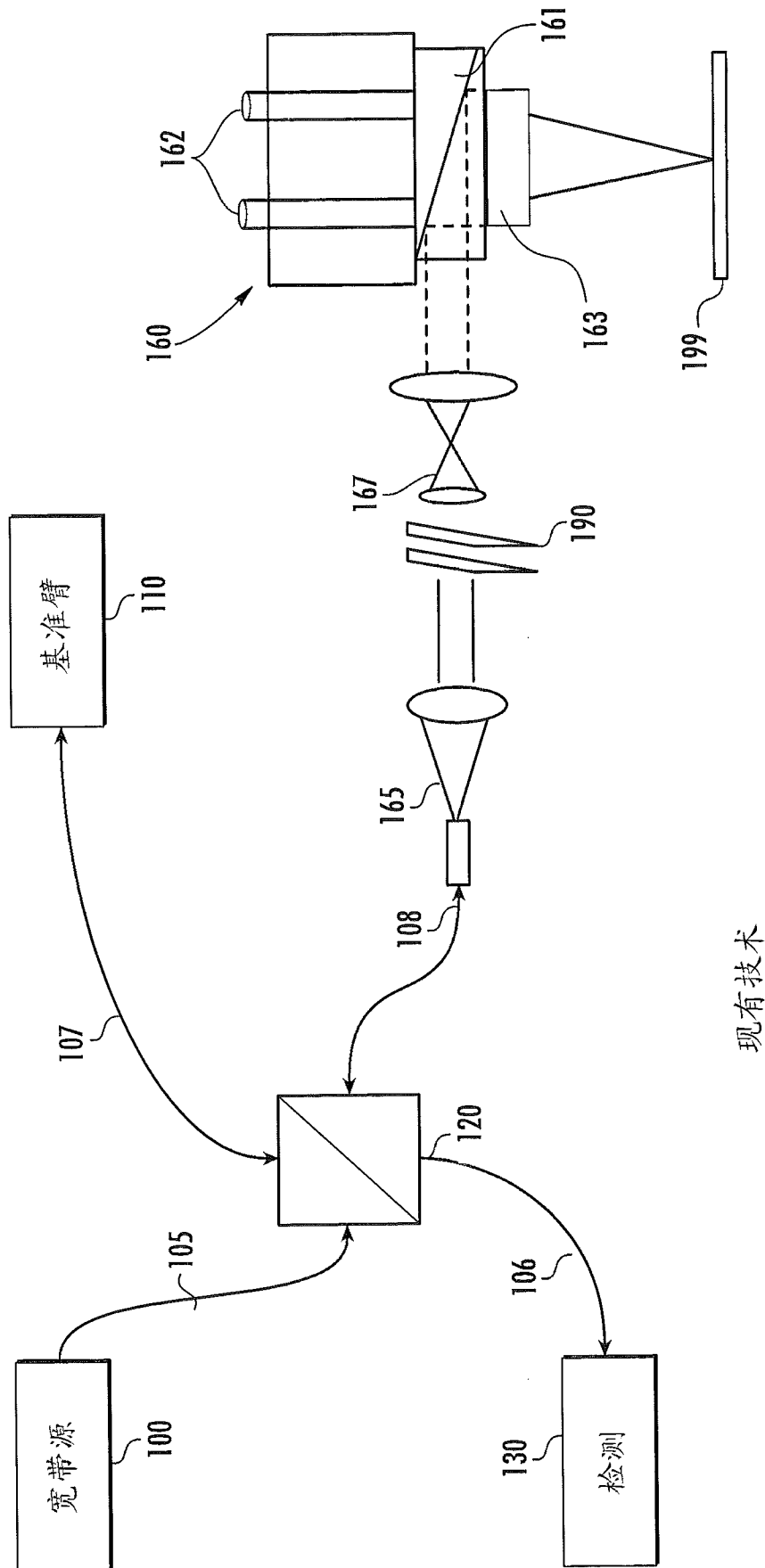


图 1E

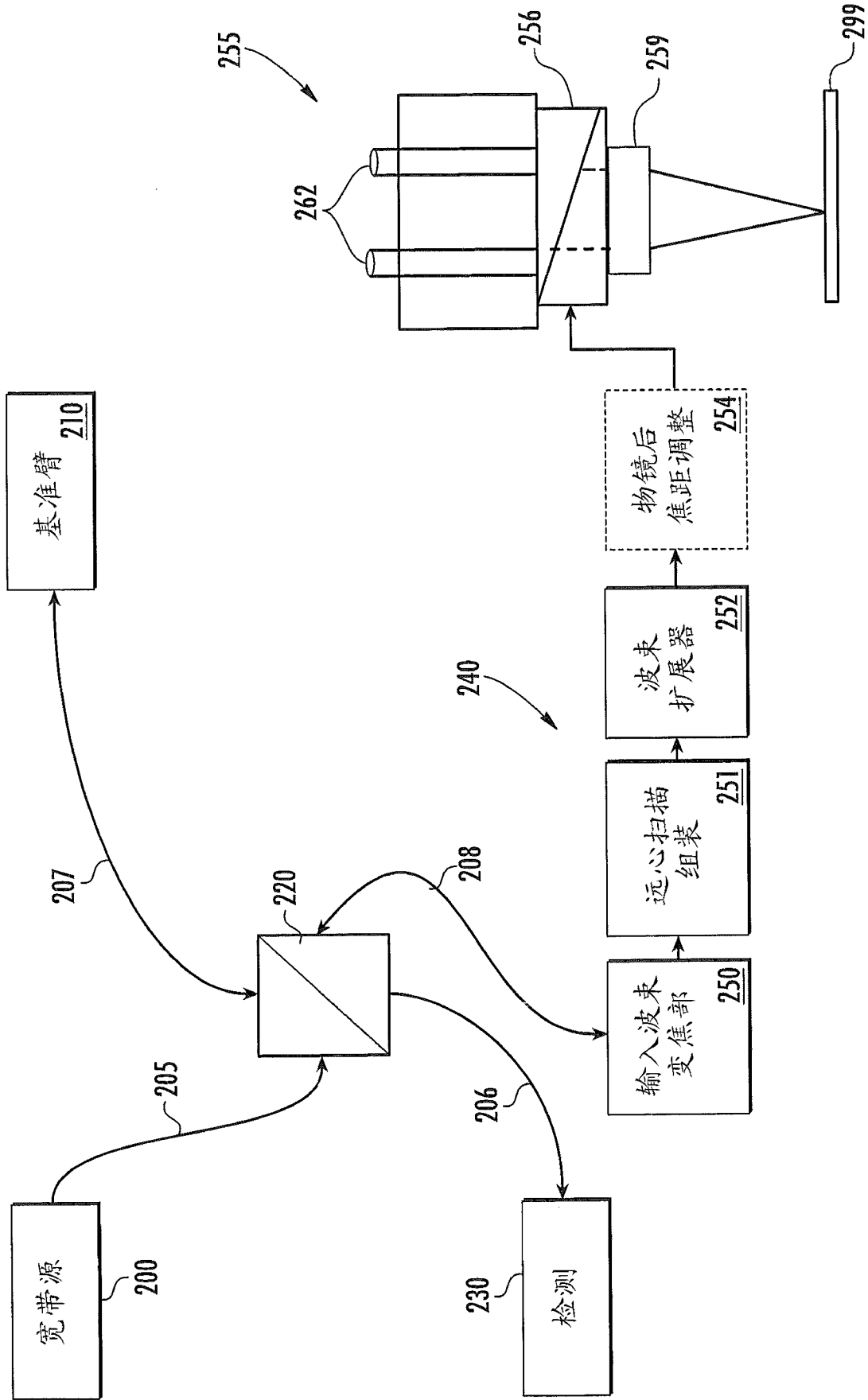


图 2A

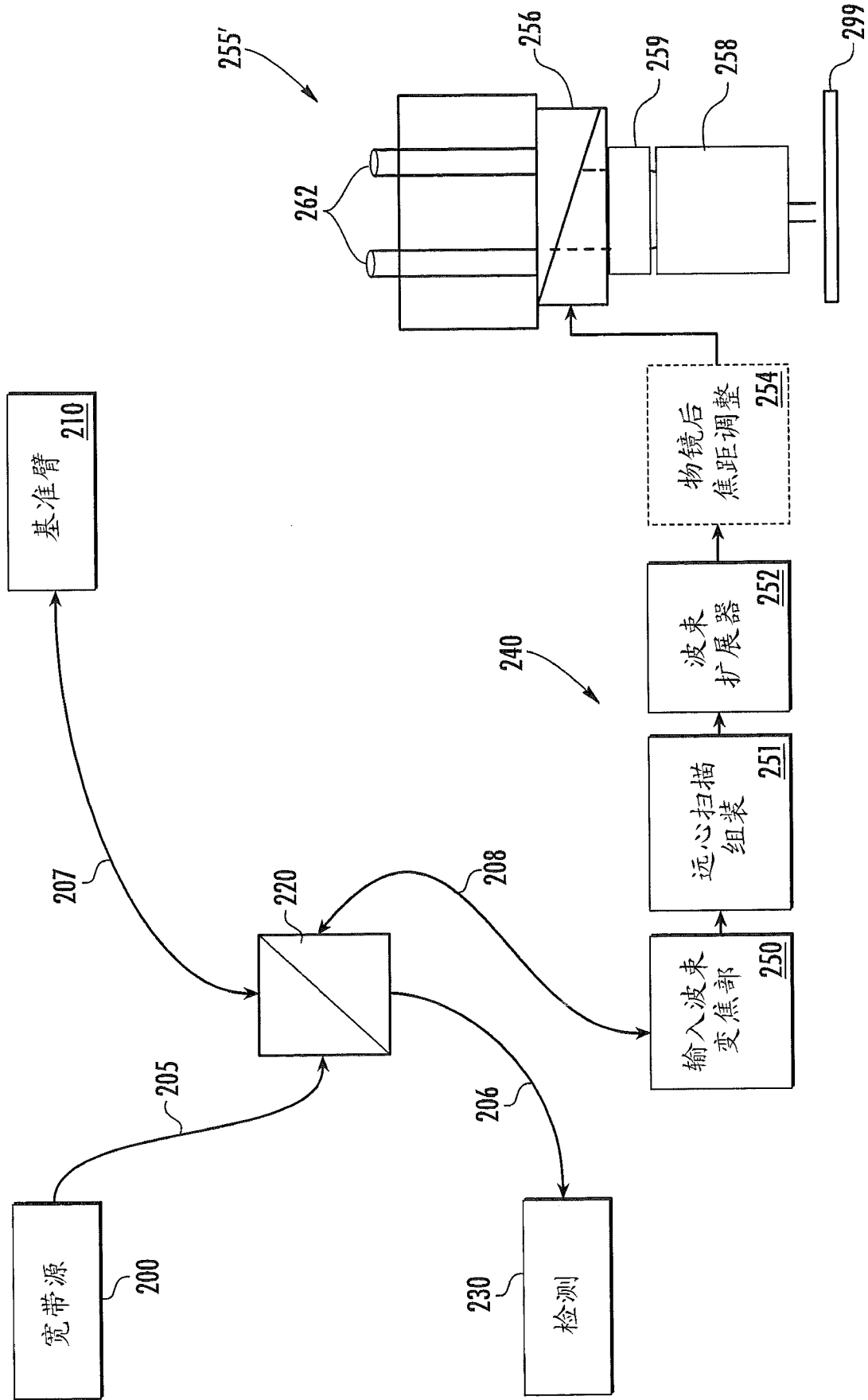


图 2B

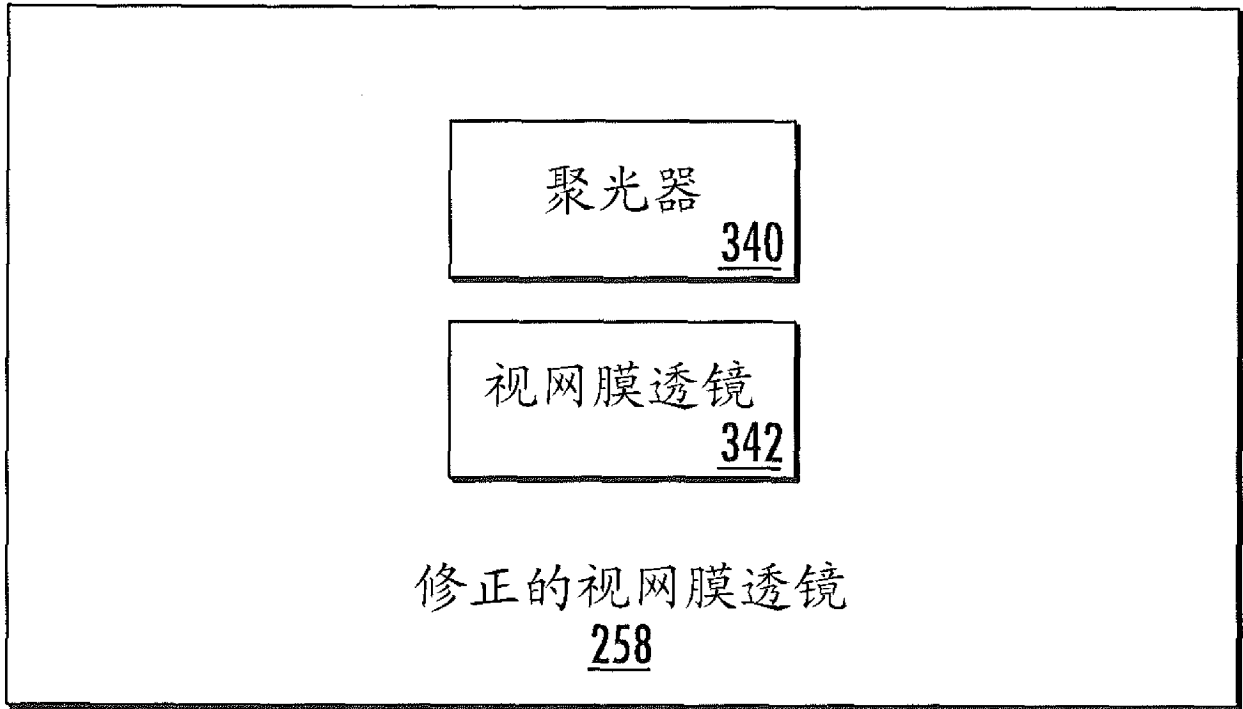


图 3

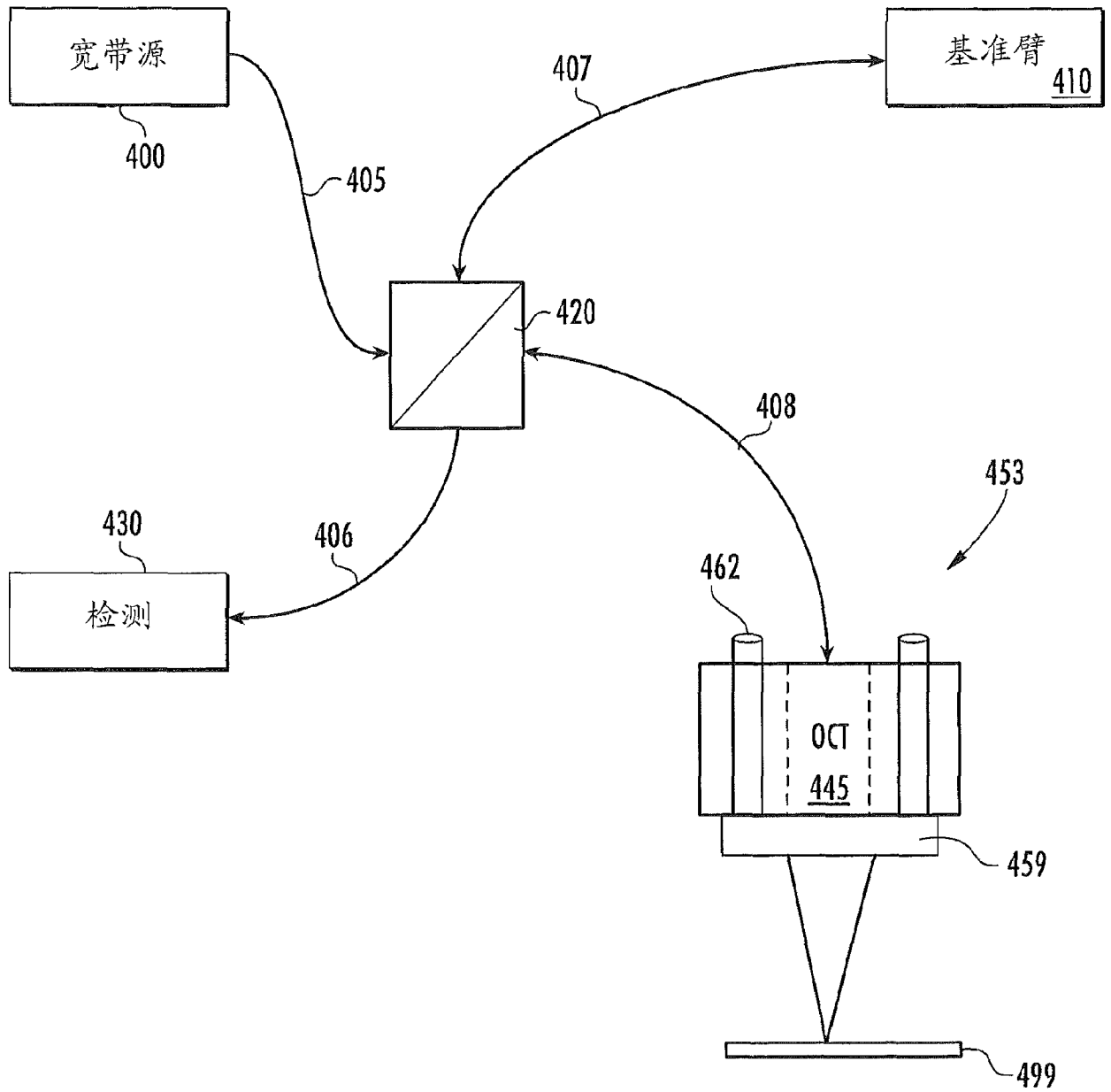


图 4A

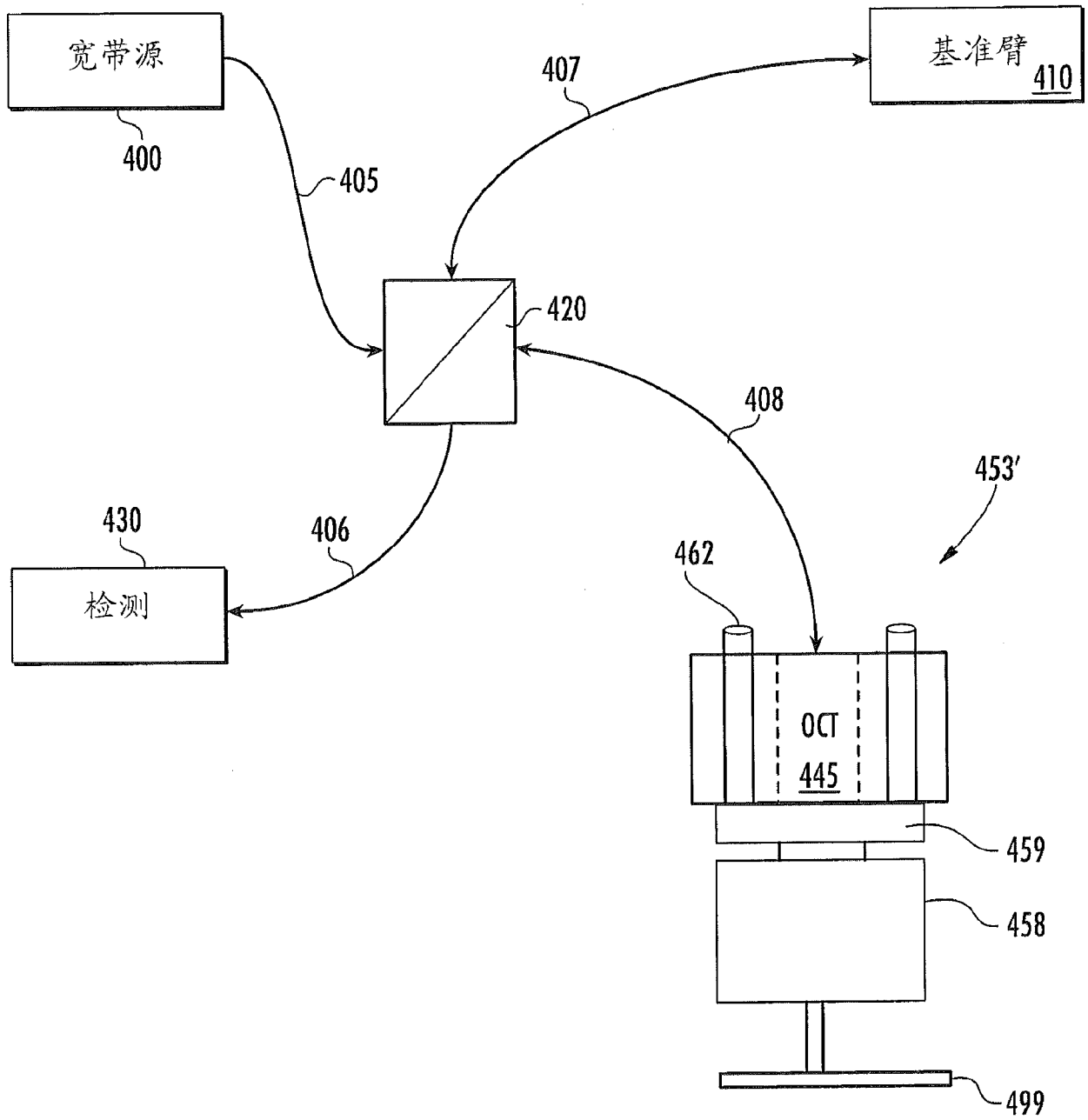


图 4B

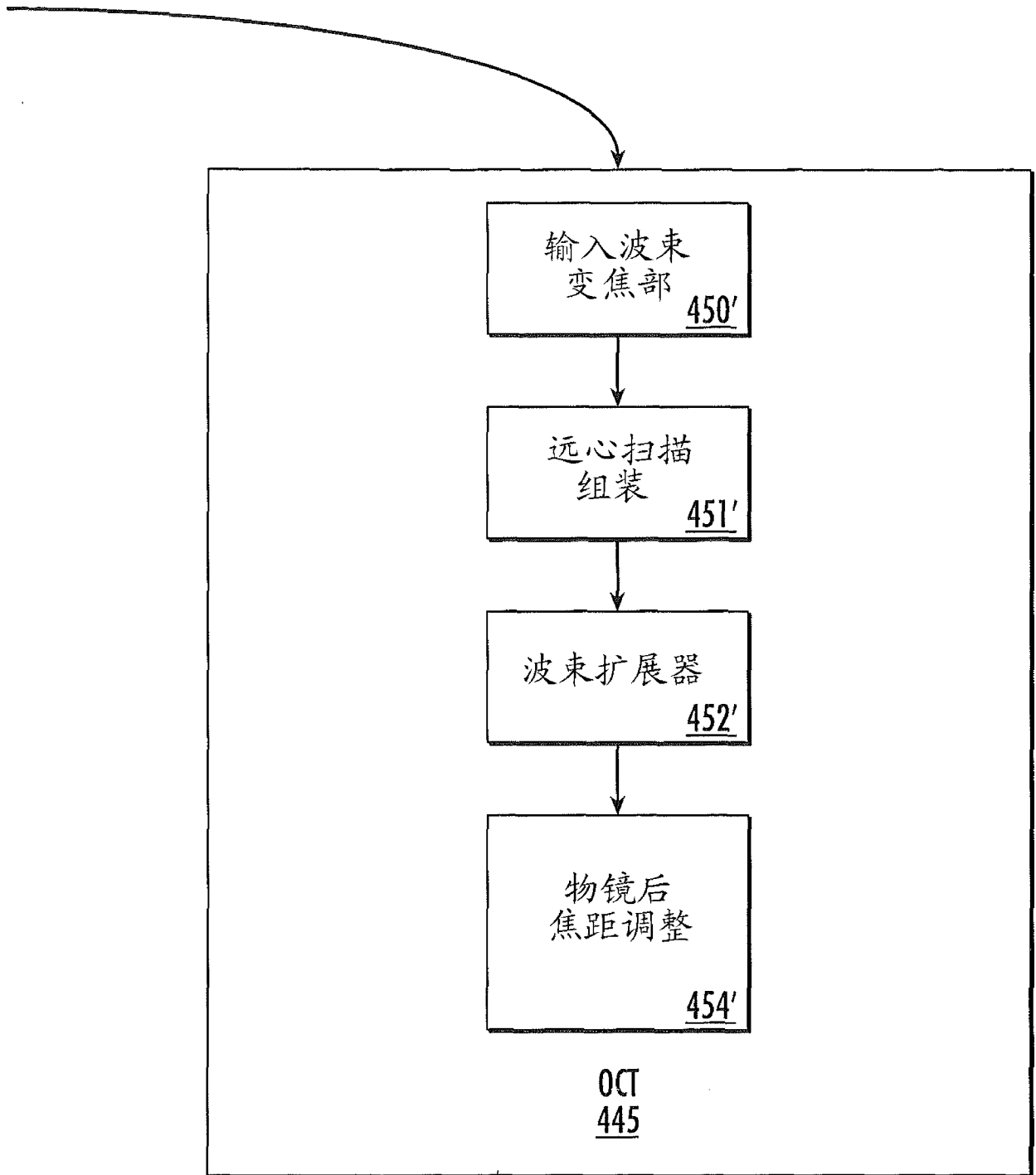


图 4C

对于显微镜的OCT系统接口的视图

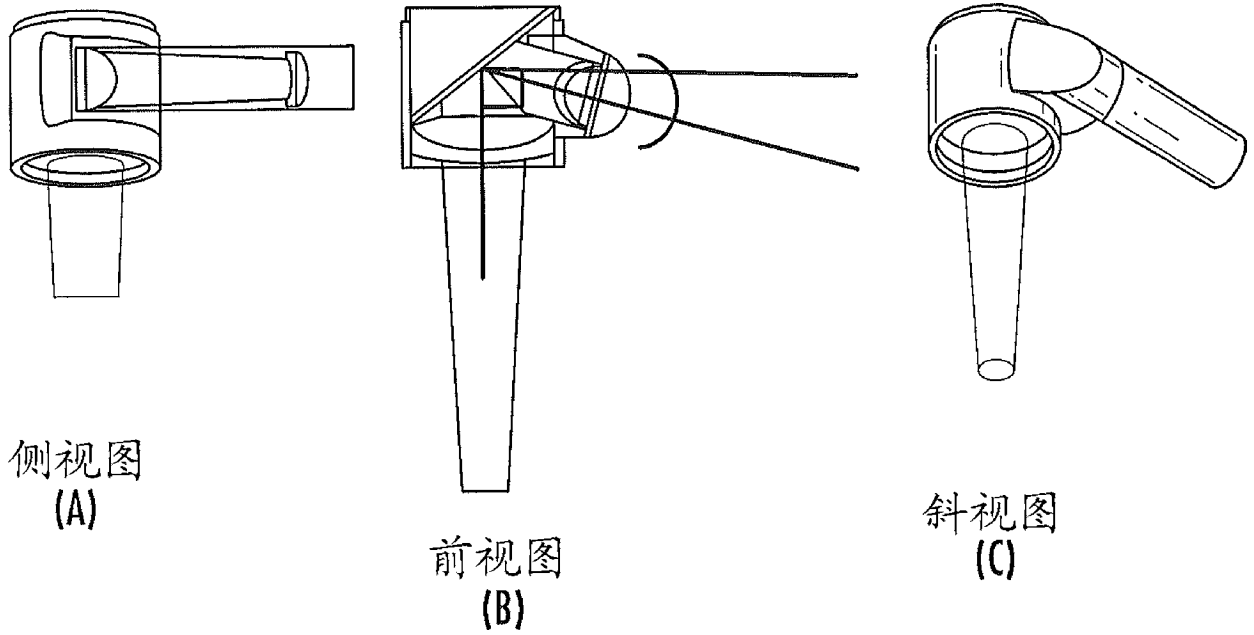


图 5

与外科显微镜集成的OCT系统的视图

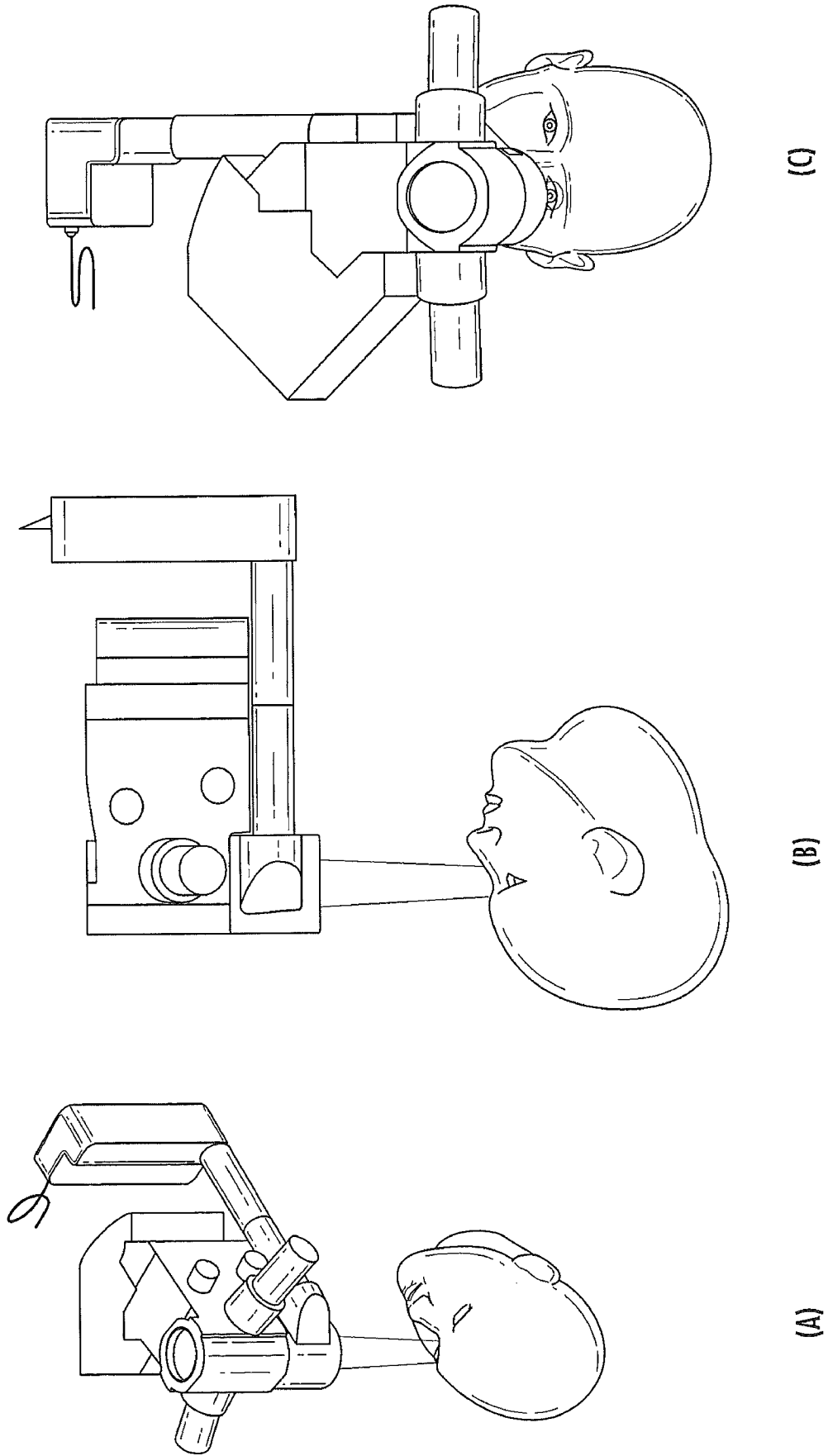


图 6

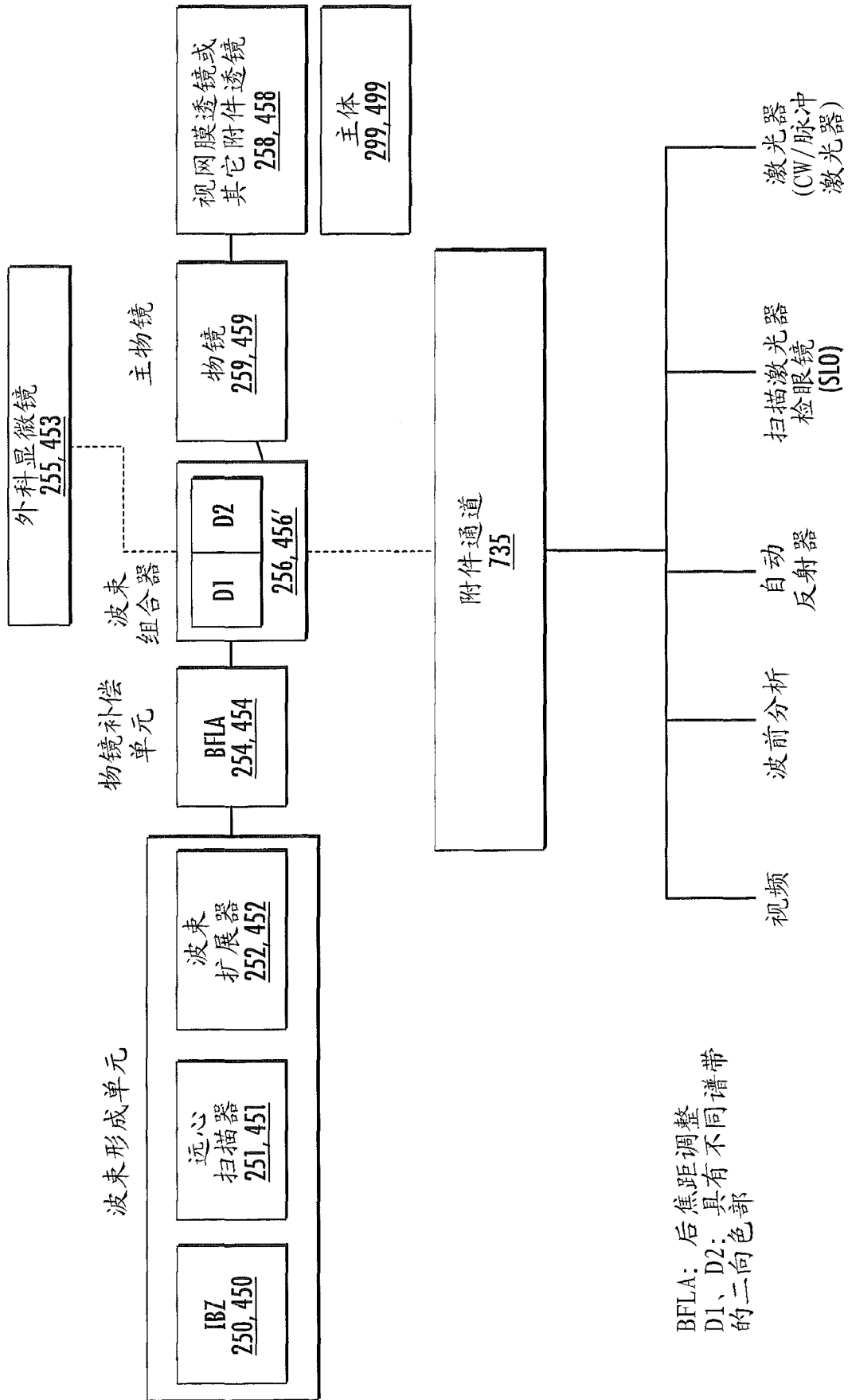


图 7A

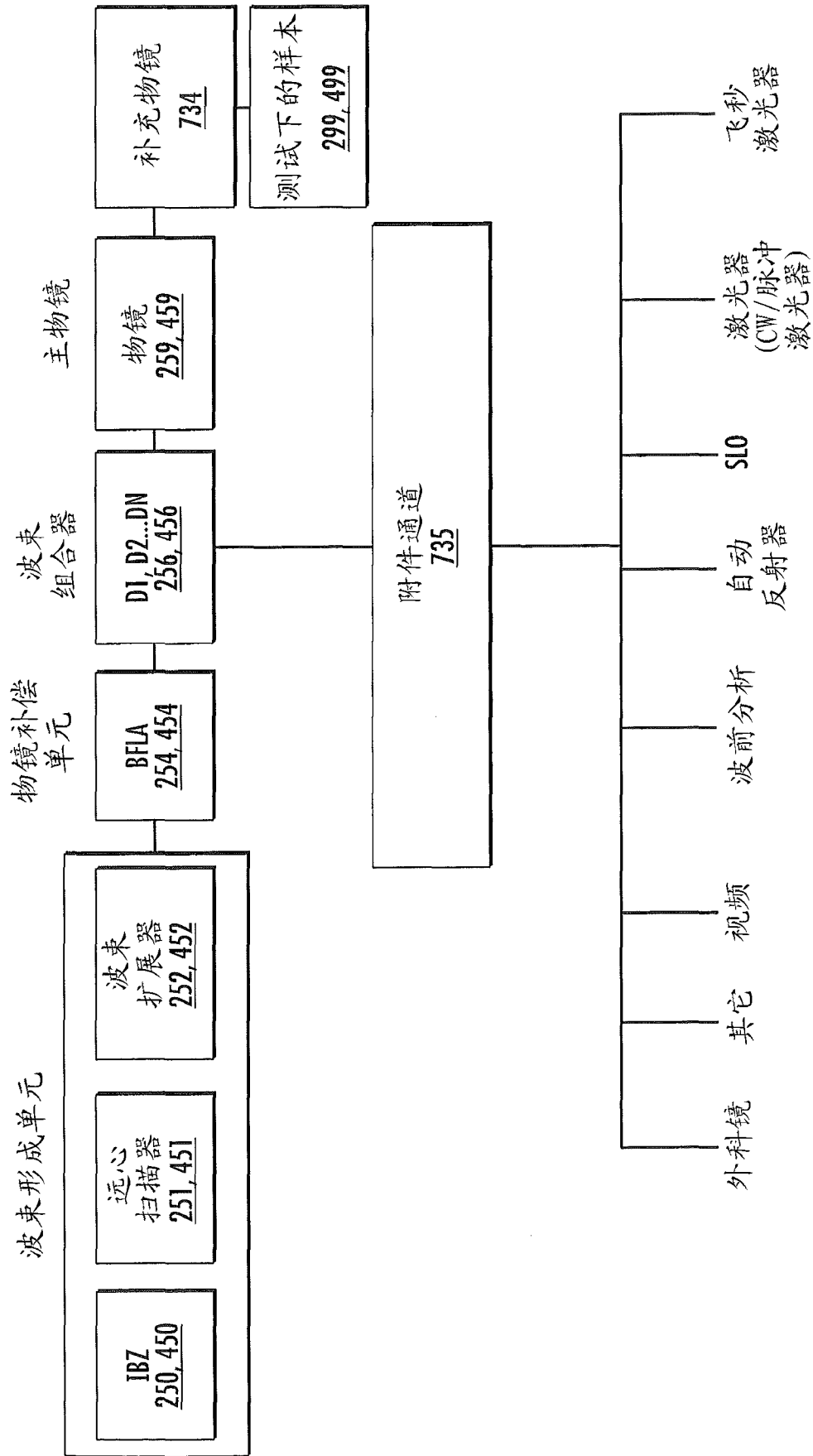


图 7B

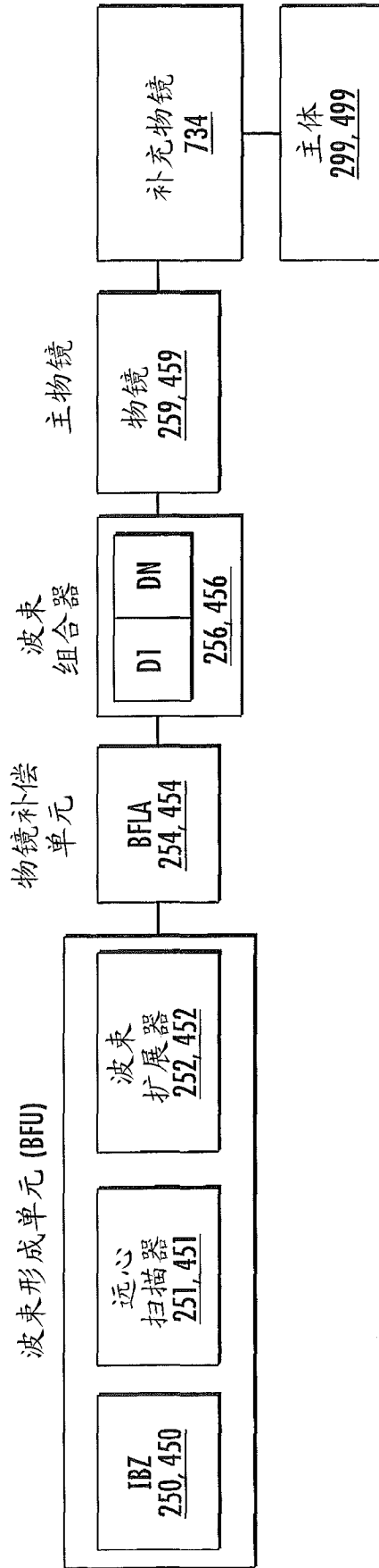
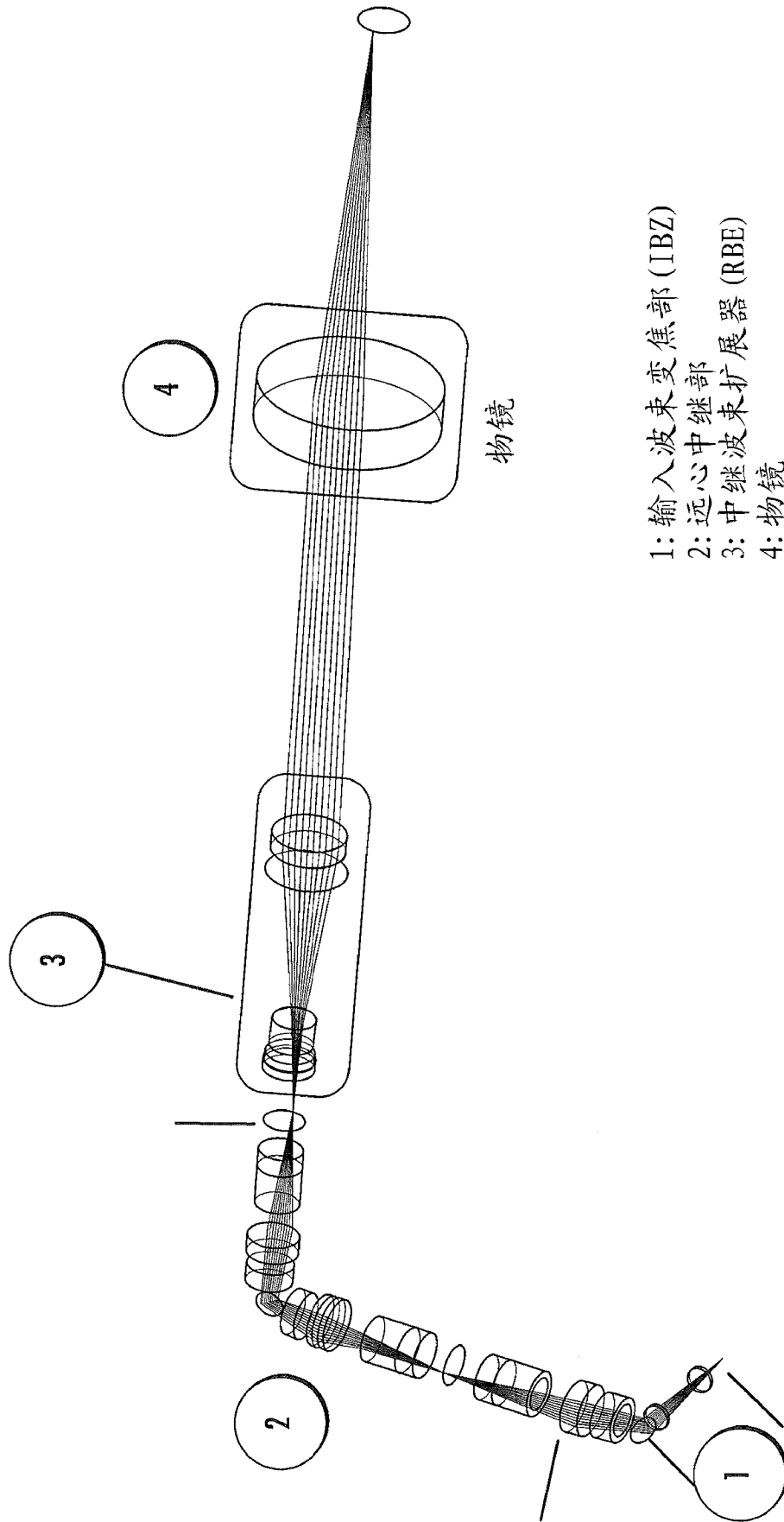


图 7C



- 1: 输入波束变焦部 (IBZ)
- 2: 远心中继部
- 3: 中继波束扩展器 (RBE)
- 4: 物镜

图 8

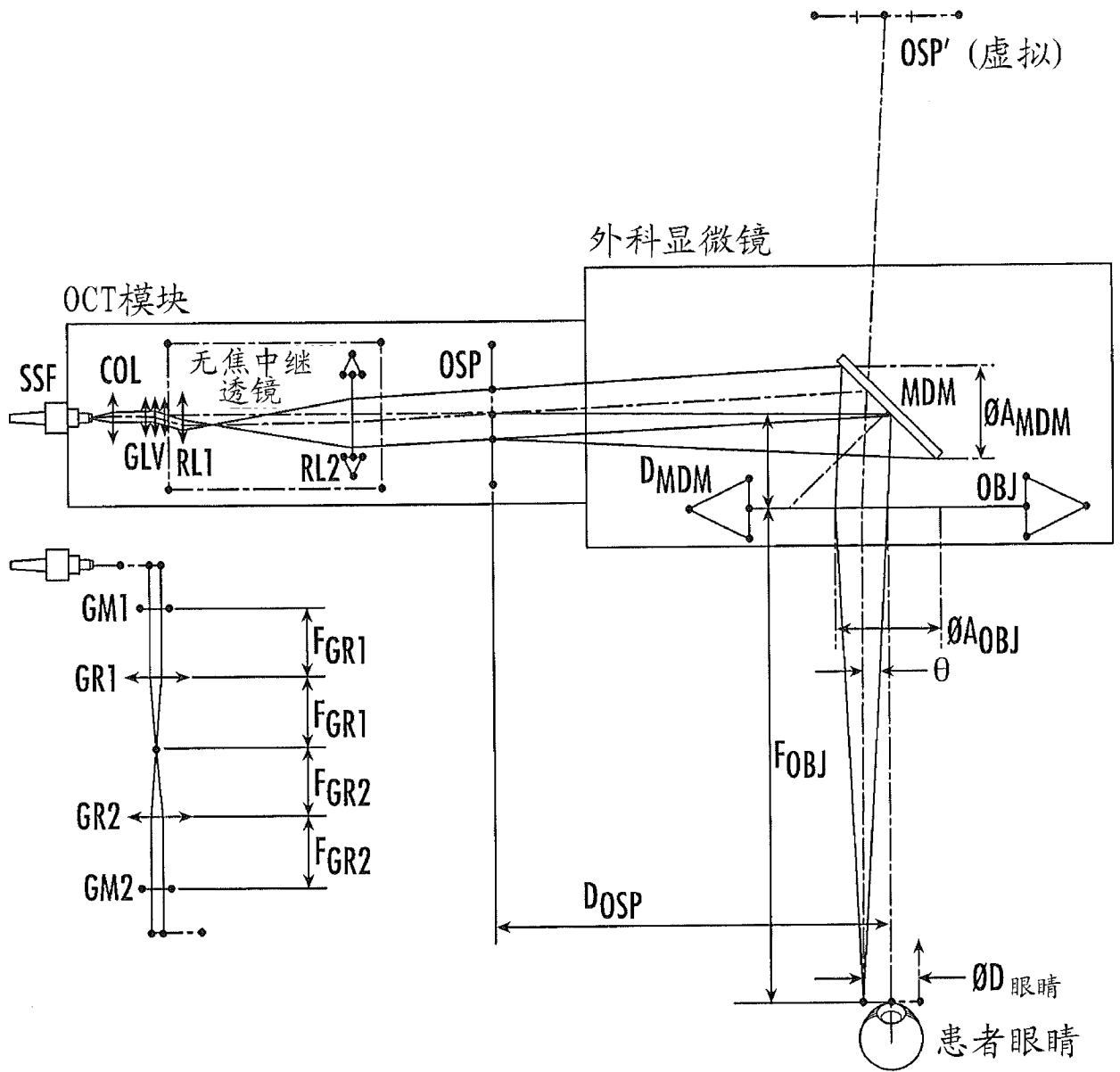
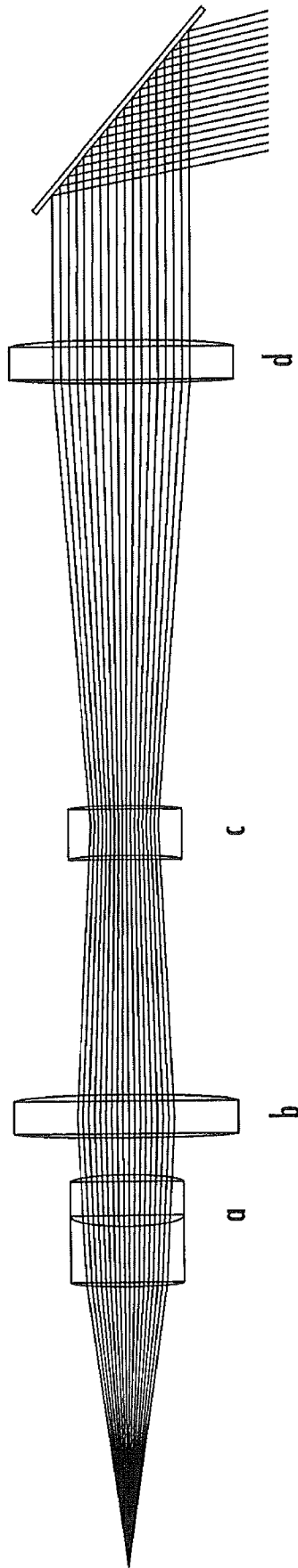


图 9A



- a: 准直器双合透镜
- b: 正单合透镜
- c: 负单合透镜
- d: 正单合透镜

图 9B

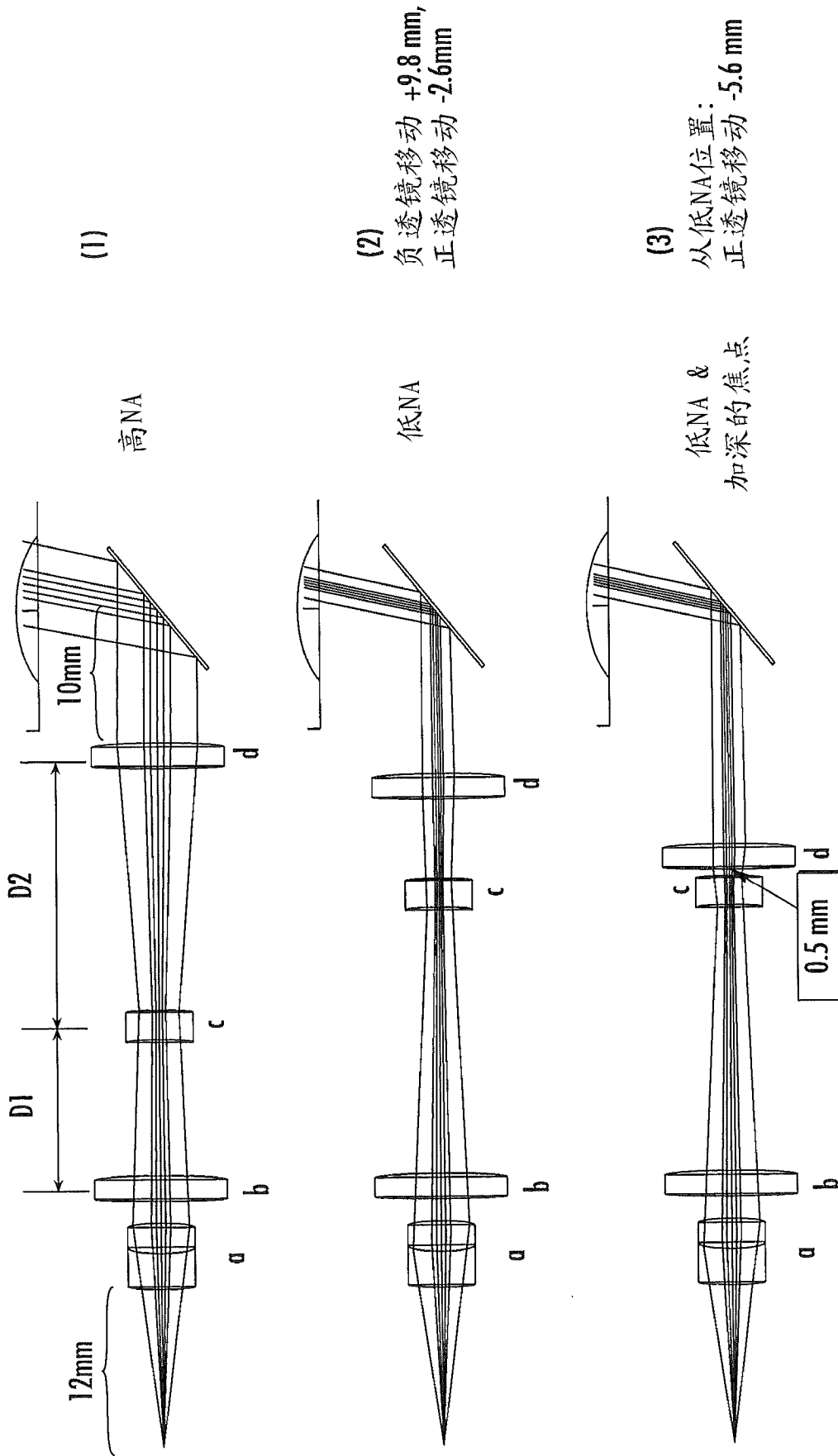
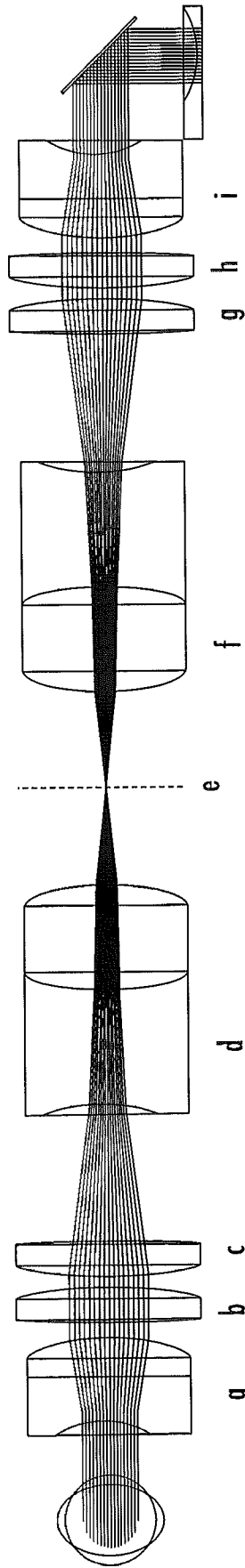
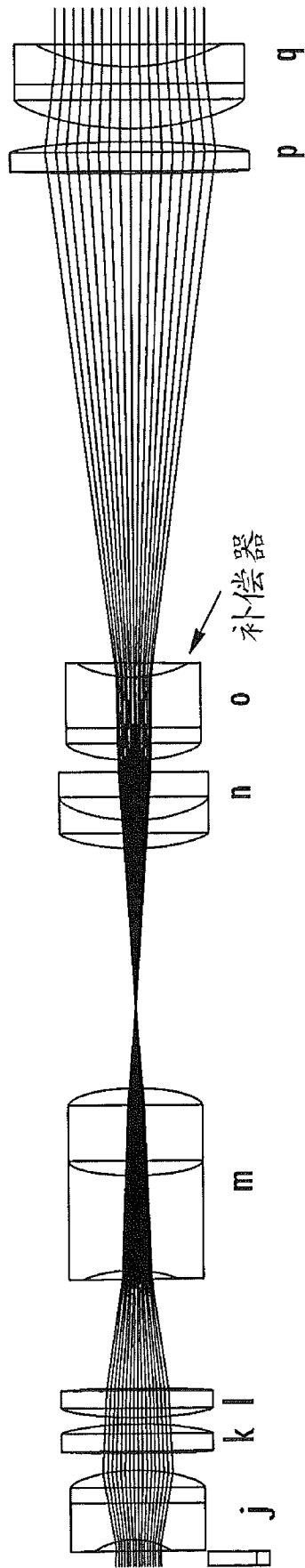


图 9C



a: 双合透镜最接近的检流计#1
 b: 单透镜
 c: 单透镜
 d: 双合透镜
 e: 共轭平面
 f: 双合透镜
 g: 单透镜
 h: 单透镜
 i: 双合透镜最接近的检流计#2

图 10



j: 波束扩展器输入双合透镜最接近的检流计#2

k: 单合透镜

l: 单合透镜

m: 双合透镜

n: 双合透镜

o: 补偿单合透镜

p: 单合透镜

q: 波束扩展器输出双合透镜

图 11

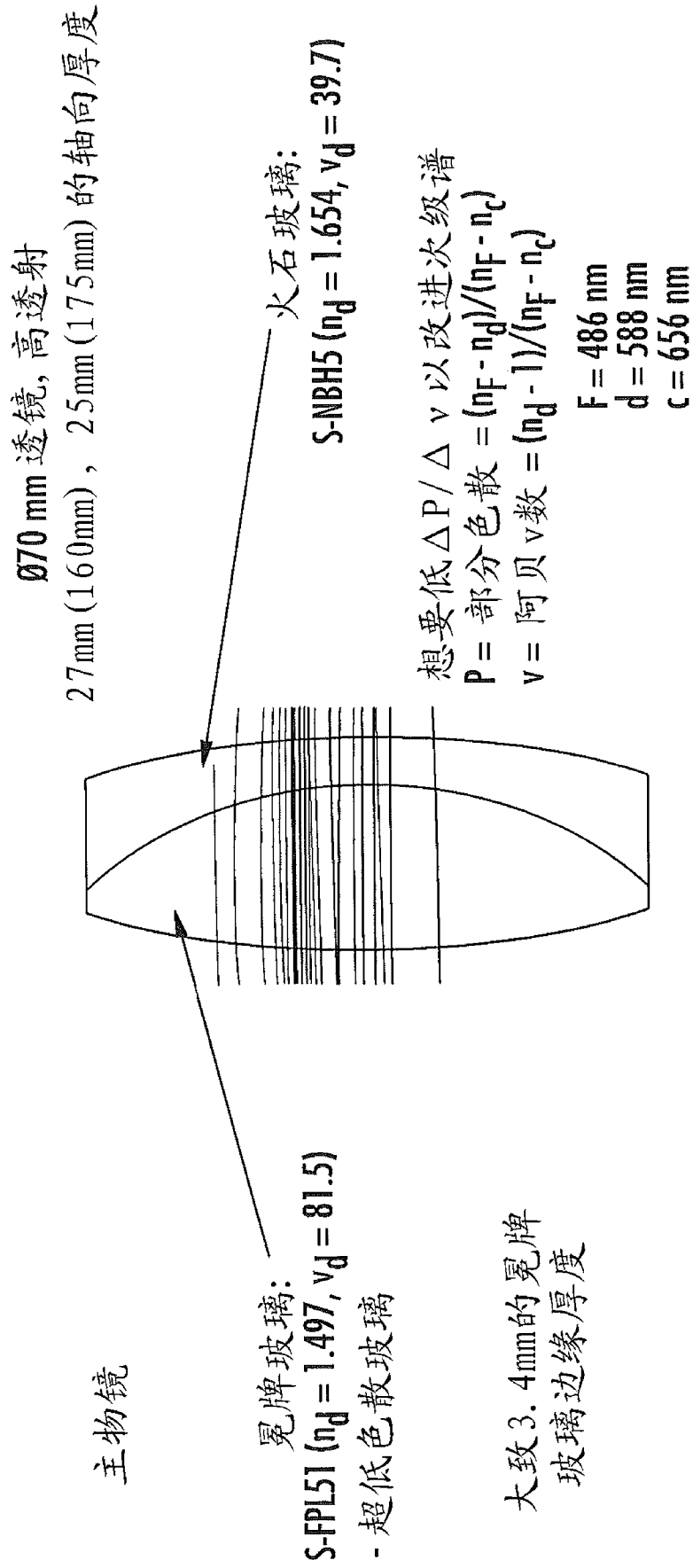
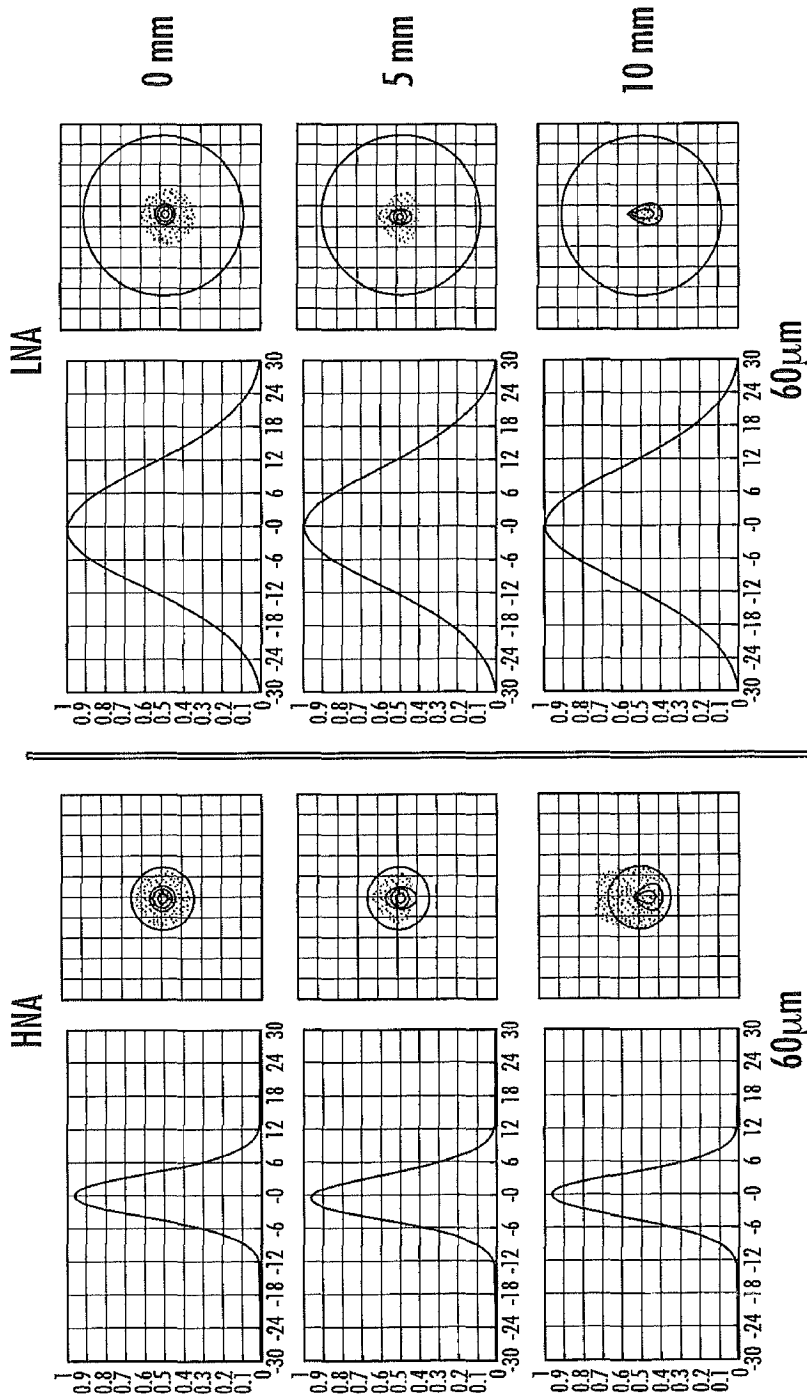


图 12

在标称焦点处的远心光学性能总结
150mm物镜



I/O原形光学性能总结

变焦位置	艾利半径 (µm)	NA	工作距离 (mm)	FWHM斑点直径 (µm) vs 半FOV (mm)			最大OPLD (µm)	最大AOI (度)
				0	5	10		
HNA	9.2	0.05	151.0	9.8	9.9	9.9	1.7	0.067
LNA	23.5	0.02		25.1	25.0	24.8		

图 13

在标称焦点处的远心光学性能总结
175mm物镜

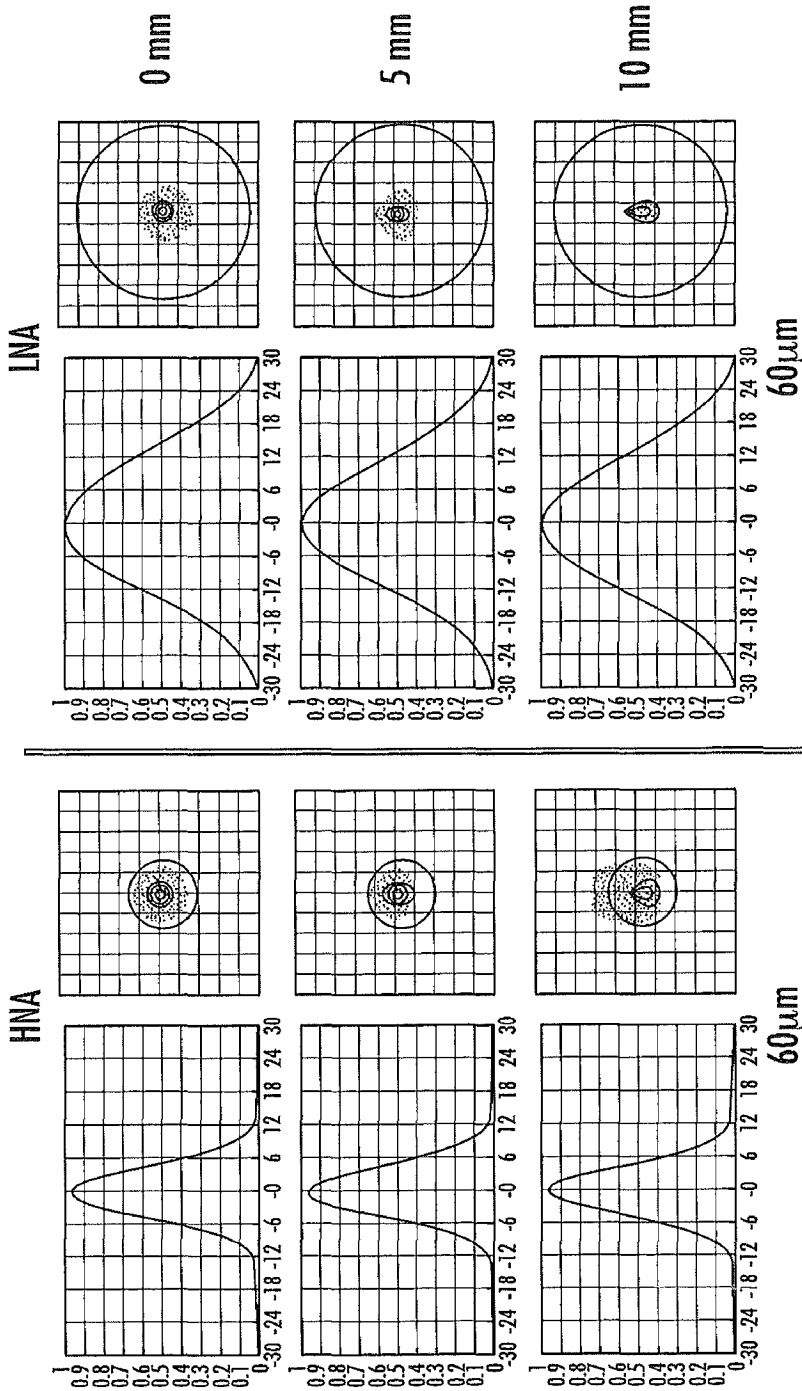
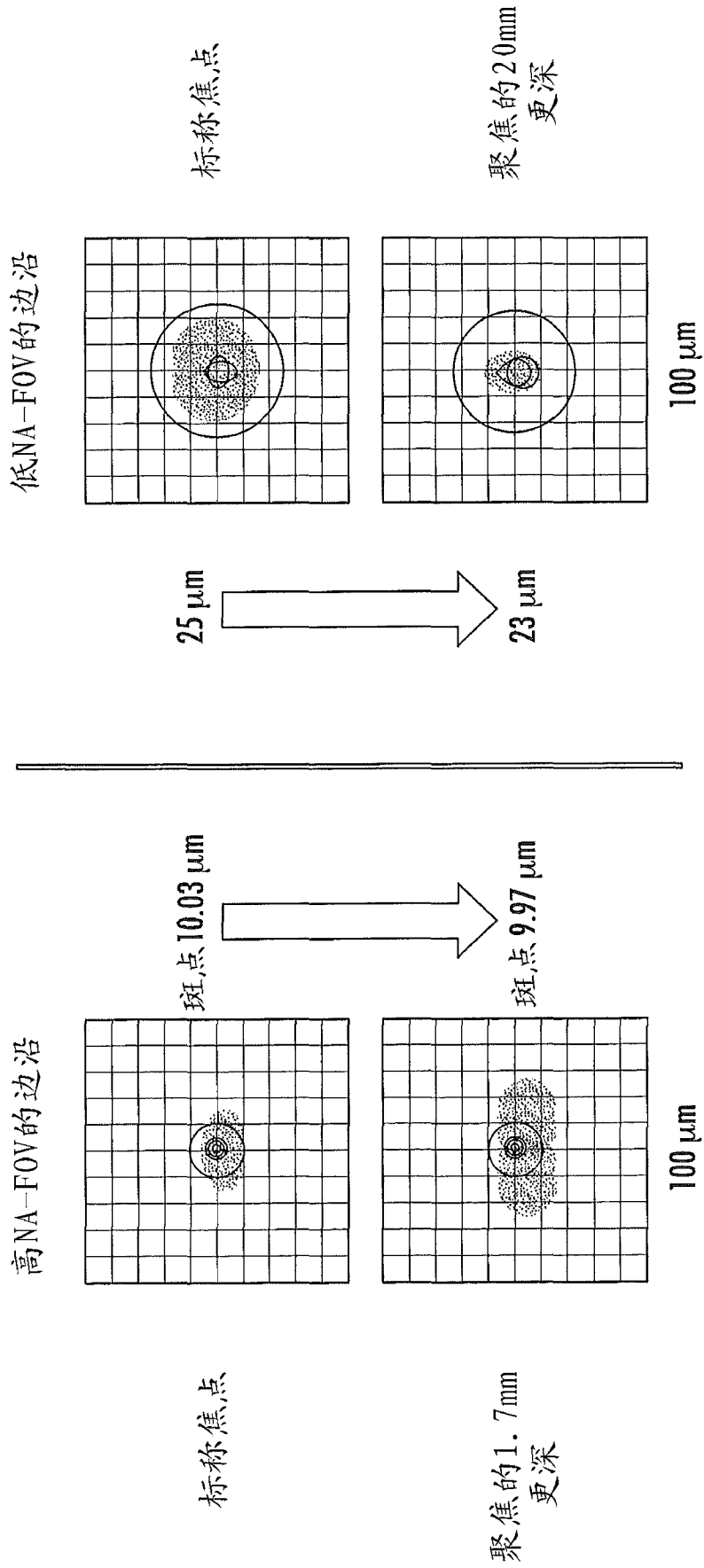


图 14

I/O原形光学性能总结

变焦位置	艾利半径 (µm)	NA	工作距离 (mm)	FWHM斑点直径 (µm) vs 半FOV (mm)		最大OPLD (µm)	最大AOI (度)
				0	10		
HNA	10.0	0.05	166.7	10.8	10.9	1.7	0.061
LNA	25.7	0.02		27.4	27.2		

光学性能总结-偏移焦点
150mm物镜



在低NA更深地达到2.0mm的聚焦

在高NA更深地达到1.7mm的聚焦

图 15

光学性能总结-偏移焦点
160mm物镜

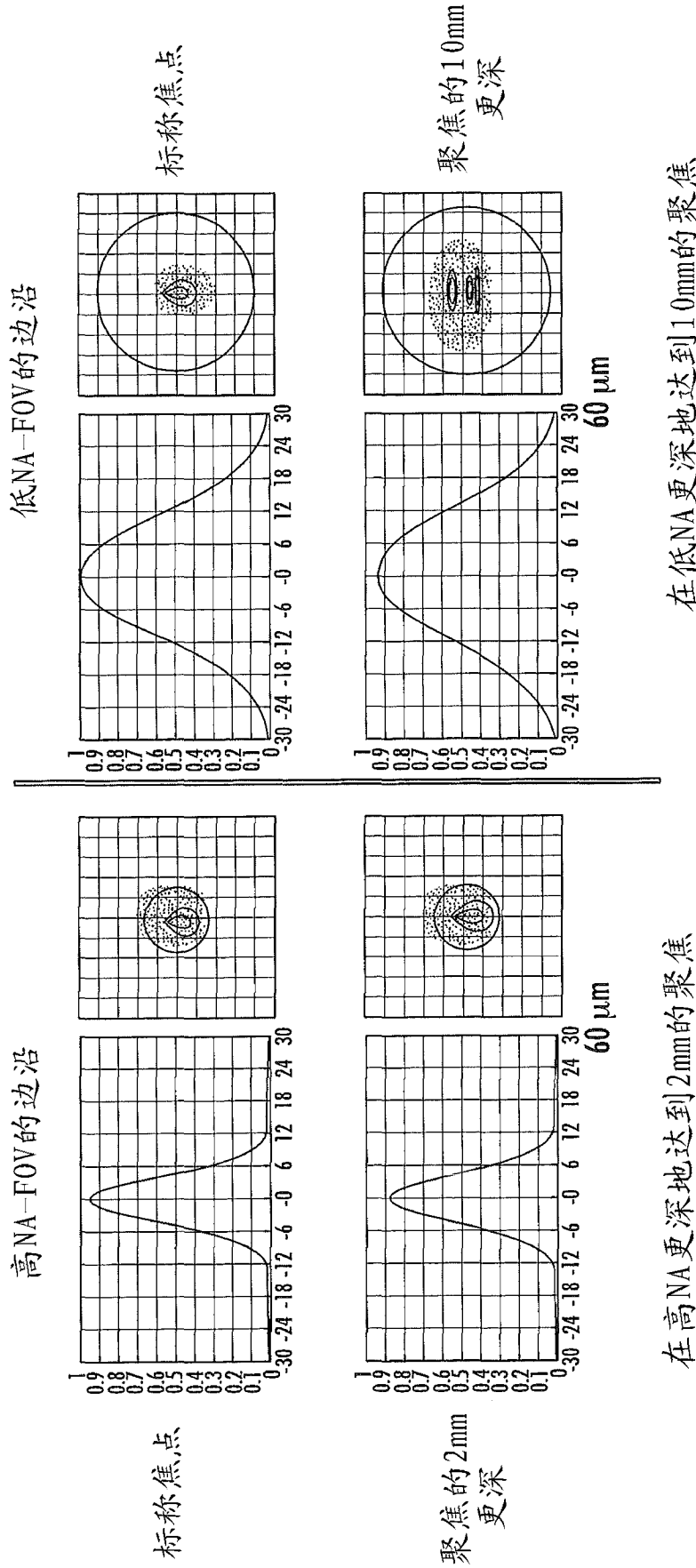
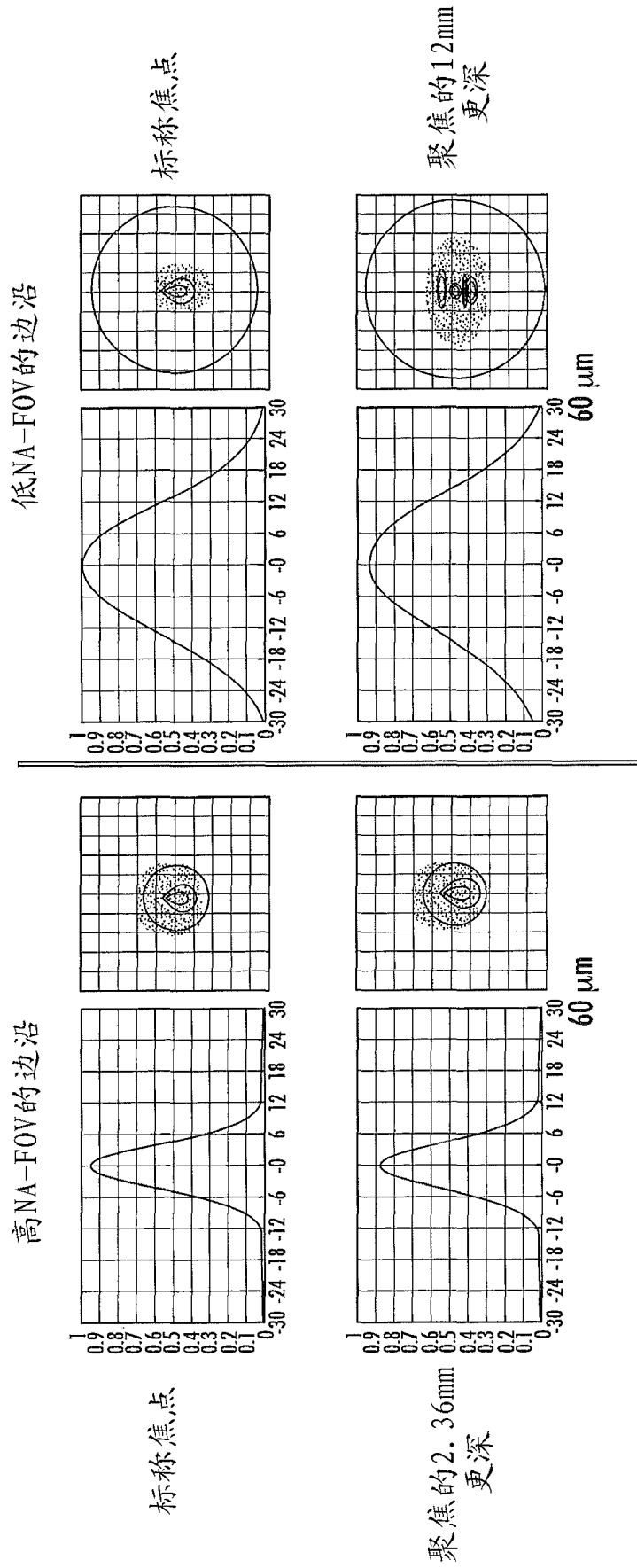


图 16

光学性能总结—偏移焦点
175mm物镜



在高NA更深地达到2.4mm的聚焦

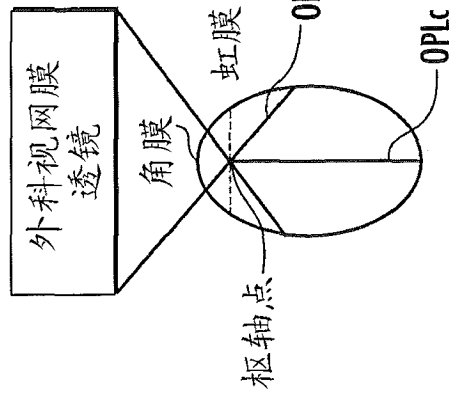
在低NA更深地达到1.2mm的聚焦

图 17

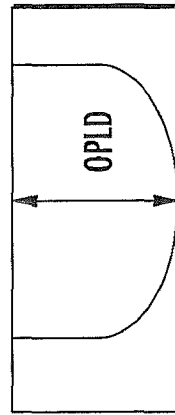
常规配置

物镜

缩影透镜



明显视网膜
曲率



$OPLD > 3mm$

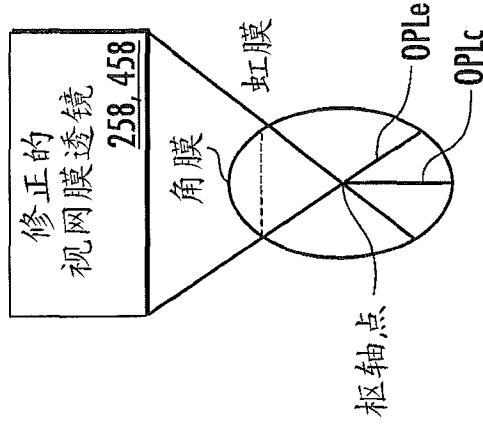
$OPLD = OPLc - OPLe$

图 18A

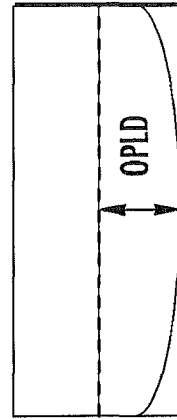
根据本发明构思的配置

优化的物镜
259, 459

缩影透镜



明显视网膜
曲率



$OPLD < 2mm$

$OPLD = OPLc - OPLe$

图 18B

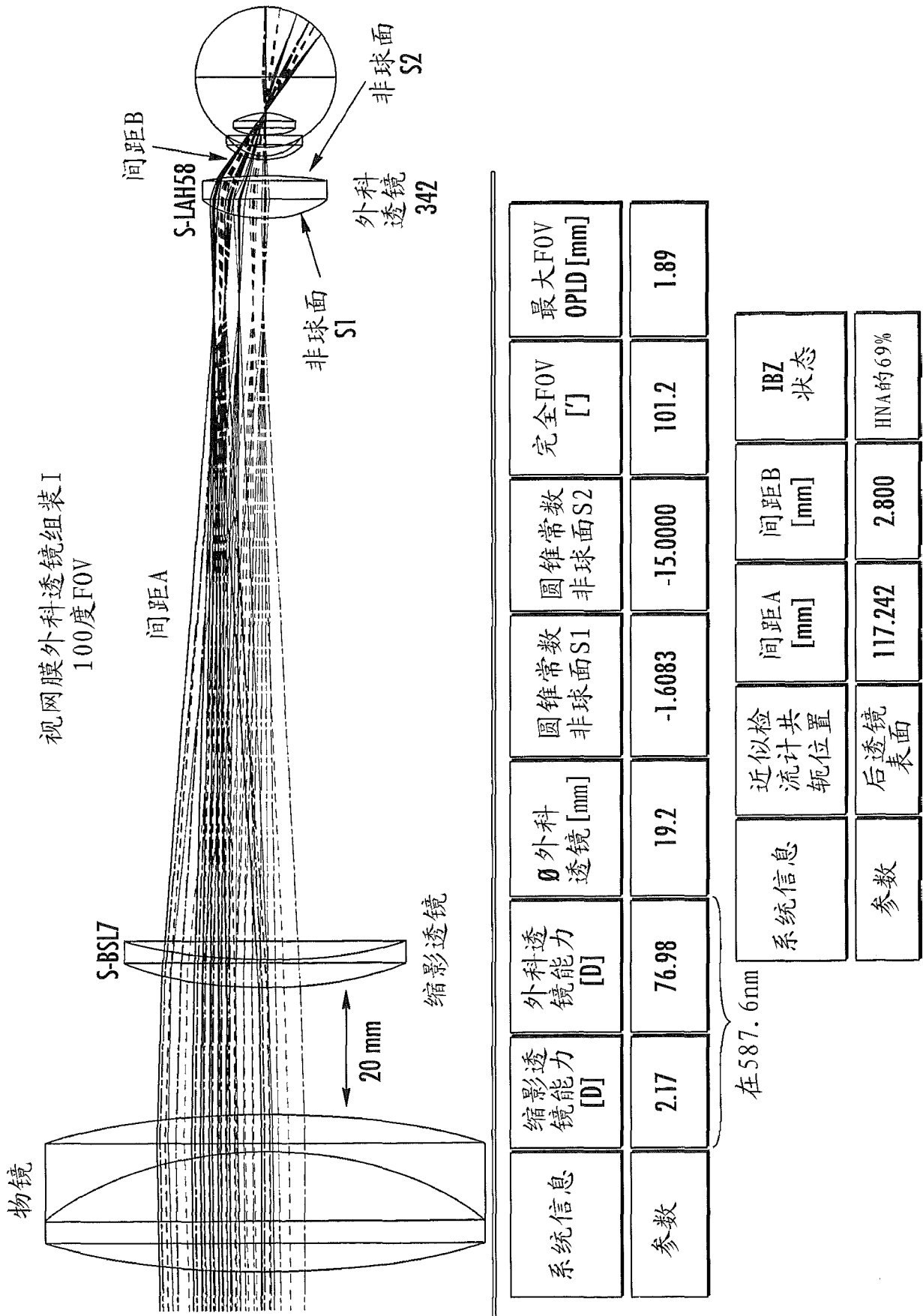
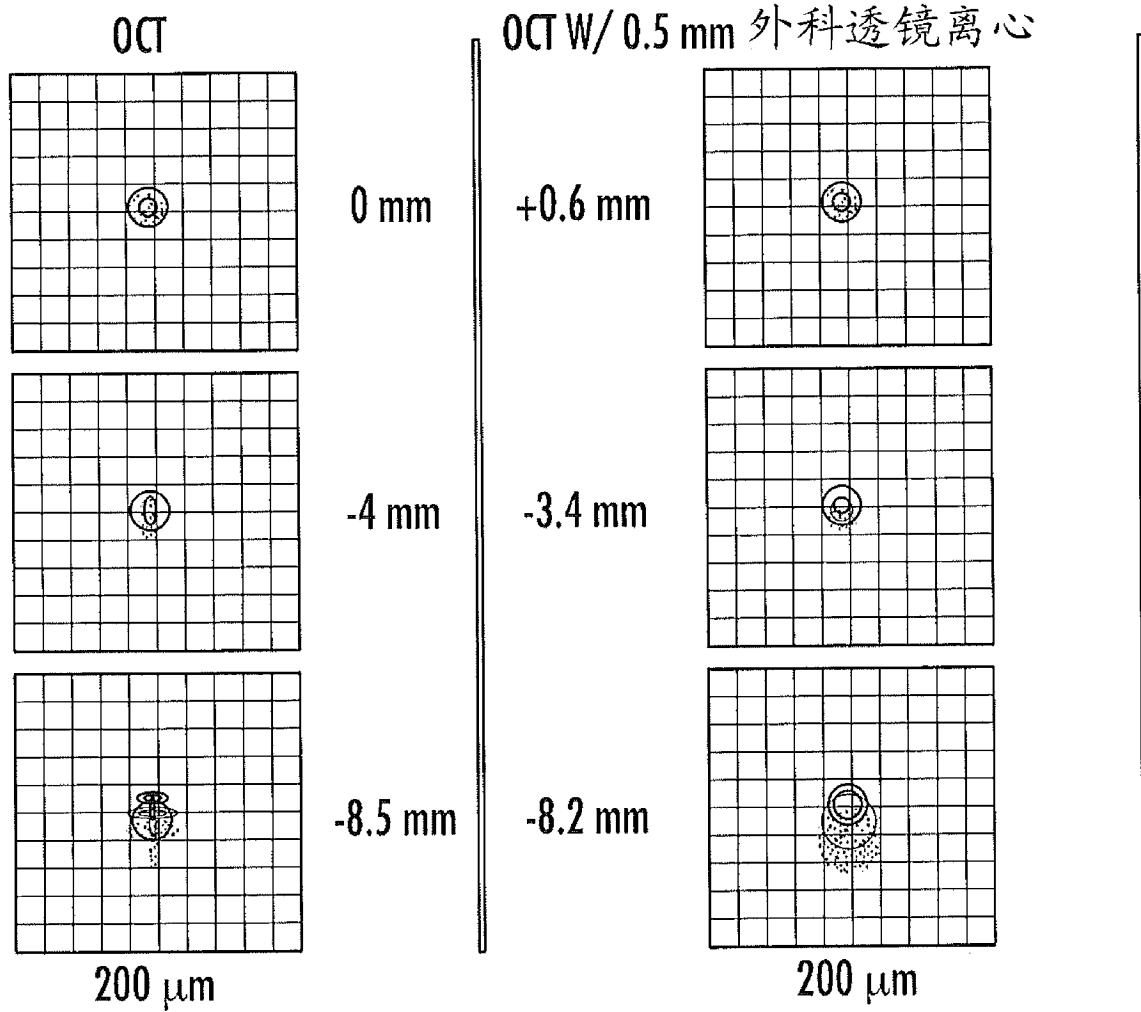


图 19A

光学性能-视网膜外科透镜组装I



低放大倍率单合透镜光学性能总结

通道	艾利半径 (μm)	工作距离 (mm)	在Y上的FWHM斑点直径 (μm) vs 半FOV (mm)			最大OPLD (mm)
			0	4	8.5	
OCT	13.5	2.8	14	21	80	1.9
可视	23.7			22		N/A

图 19B

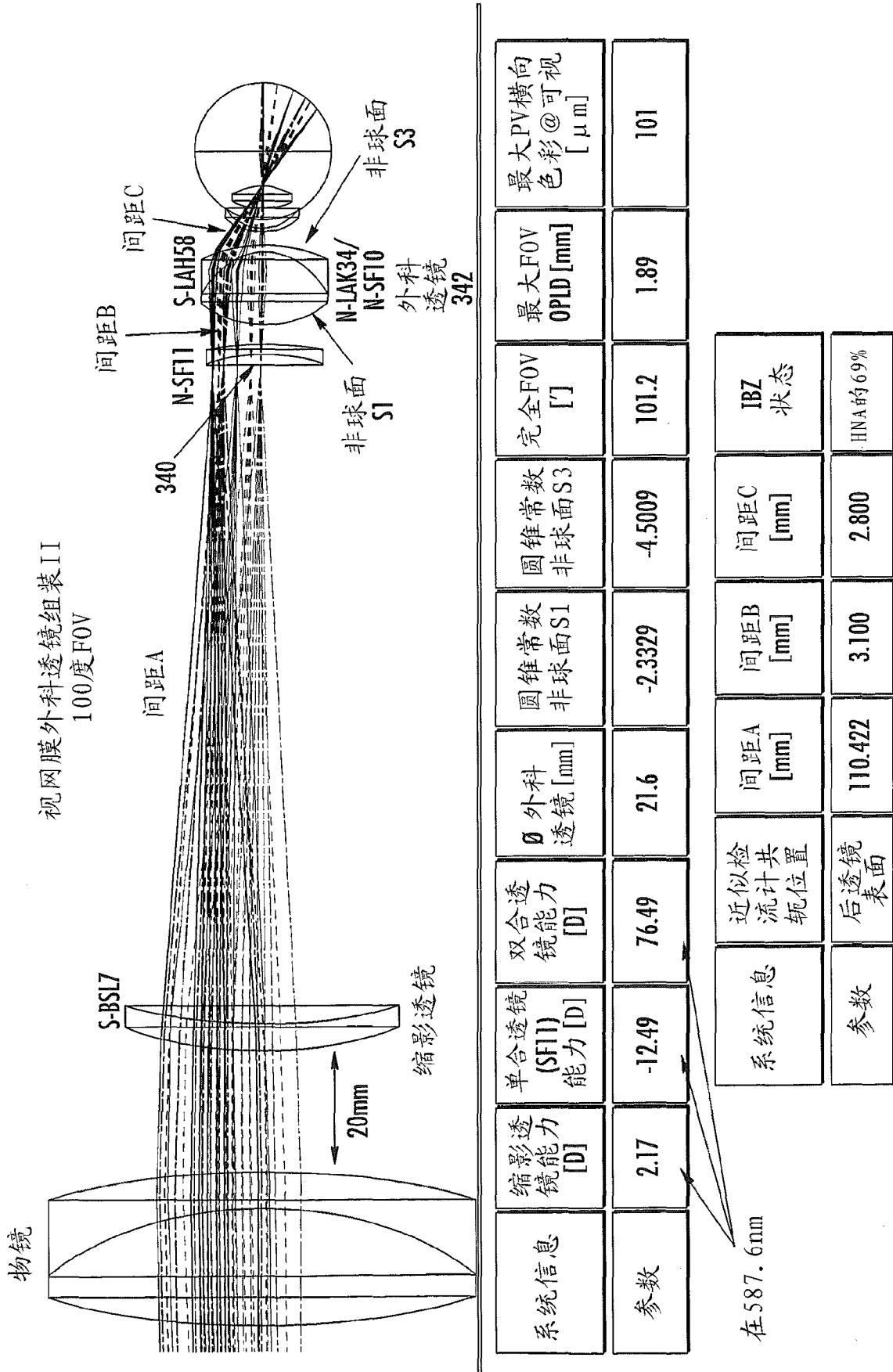
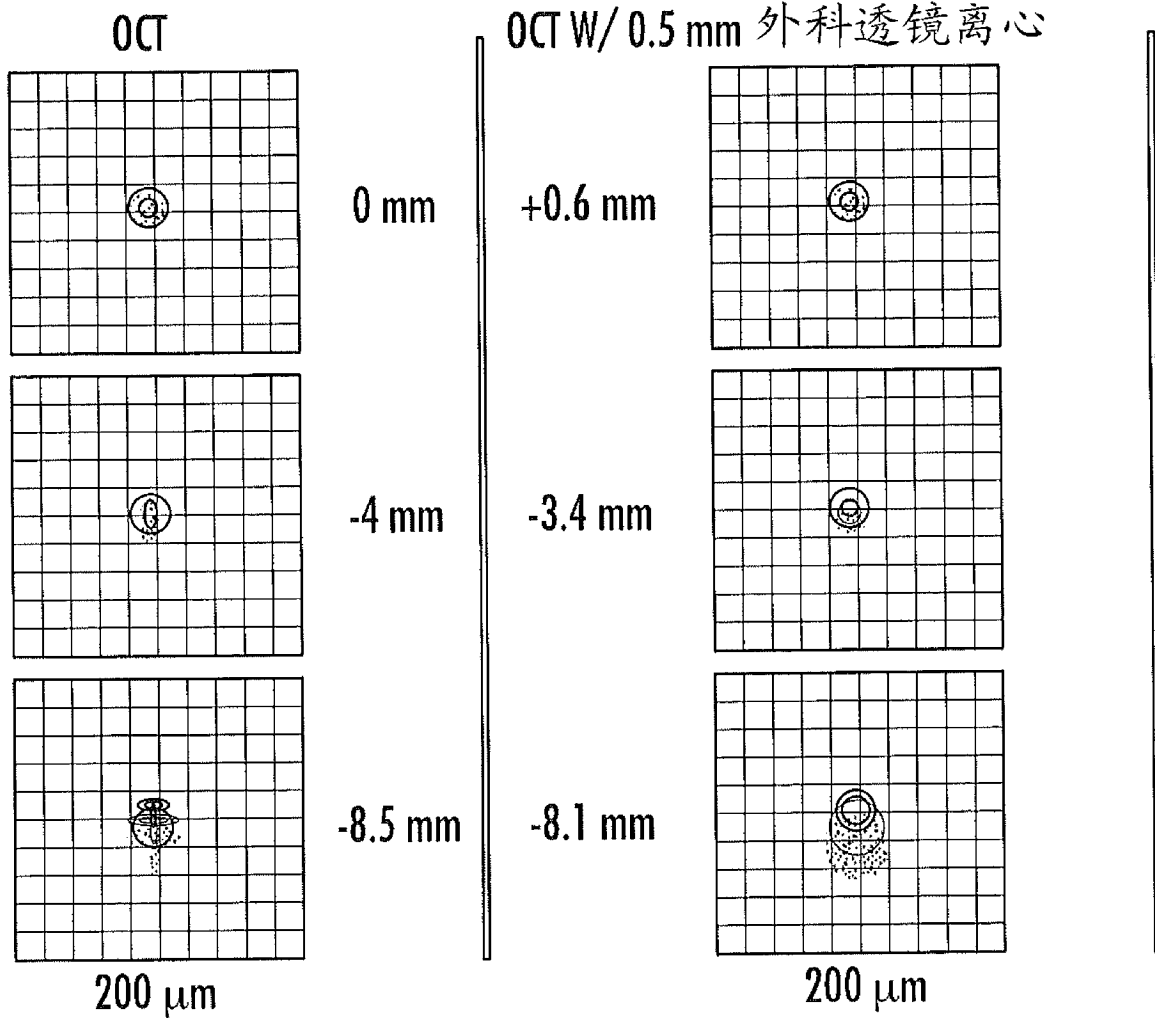


图 20A

光学性能-视网膜外科透镜组II



低放大倍率单合透镜+双合透镜光学性能总结

通道	艾利半径 (μm)	工作距离 (mm)	在Y上的FWHM斑点直径 (μm) vs 半FOV (mm)			最大OPLD (mm)
			0	4	8.5	
OCT	13.4	2.8	14	17	28	1.9
可视	21.1			40		N/A

图 20B

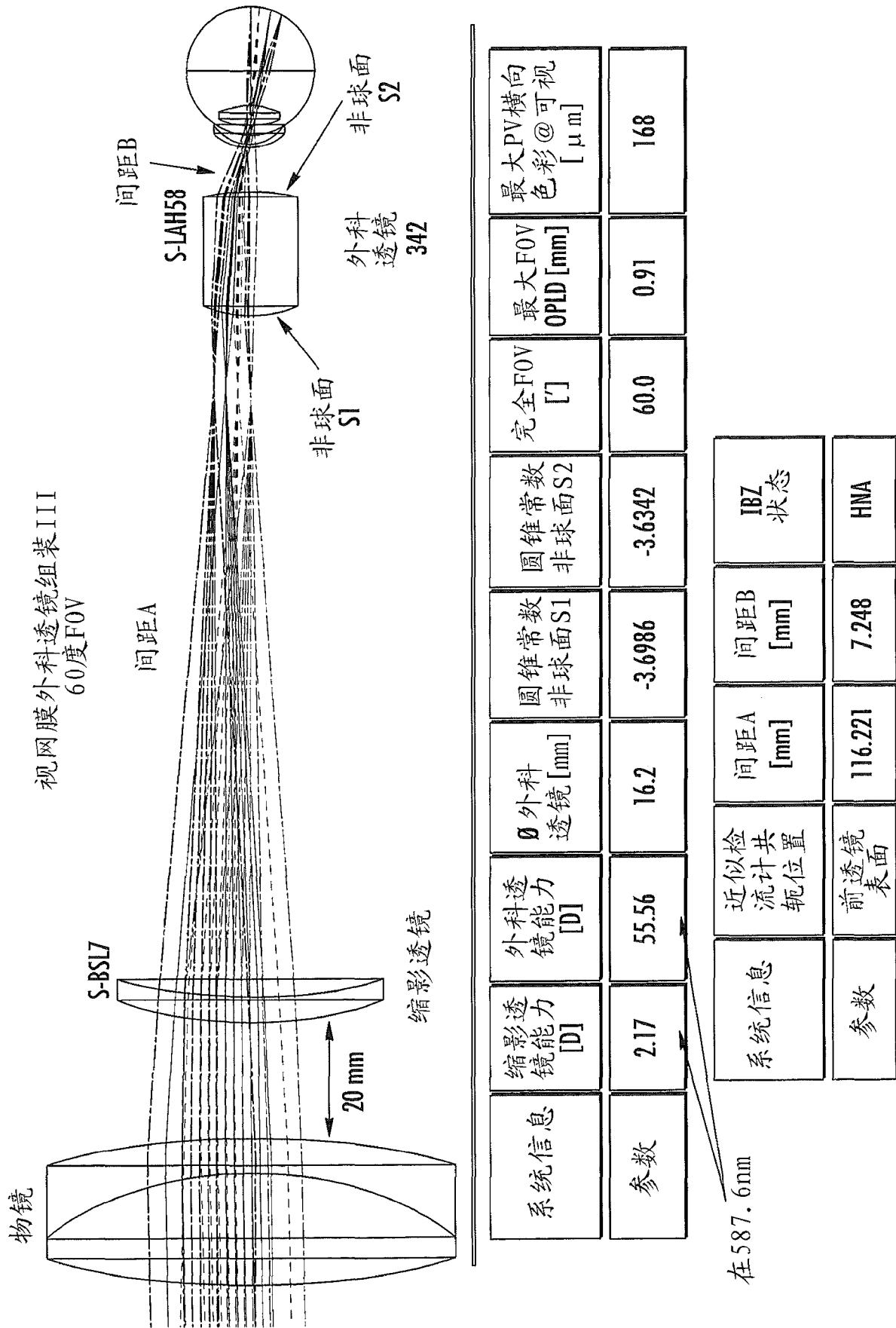
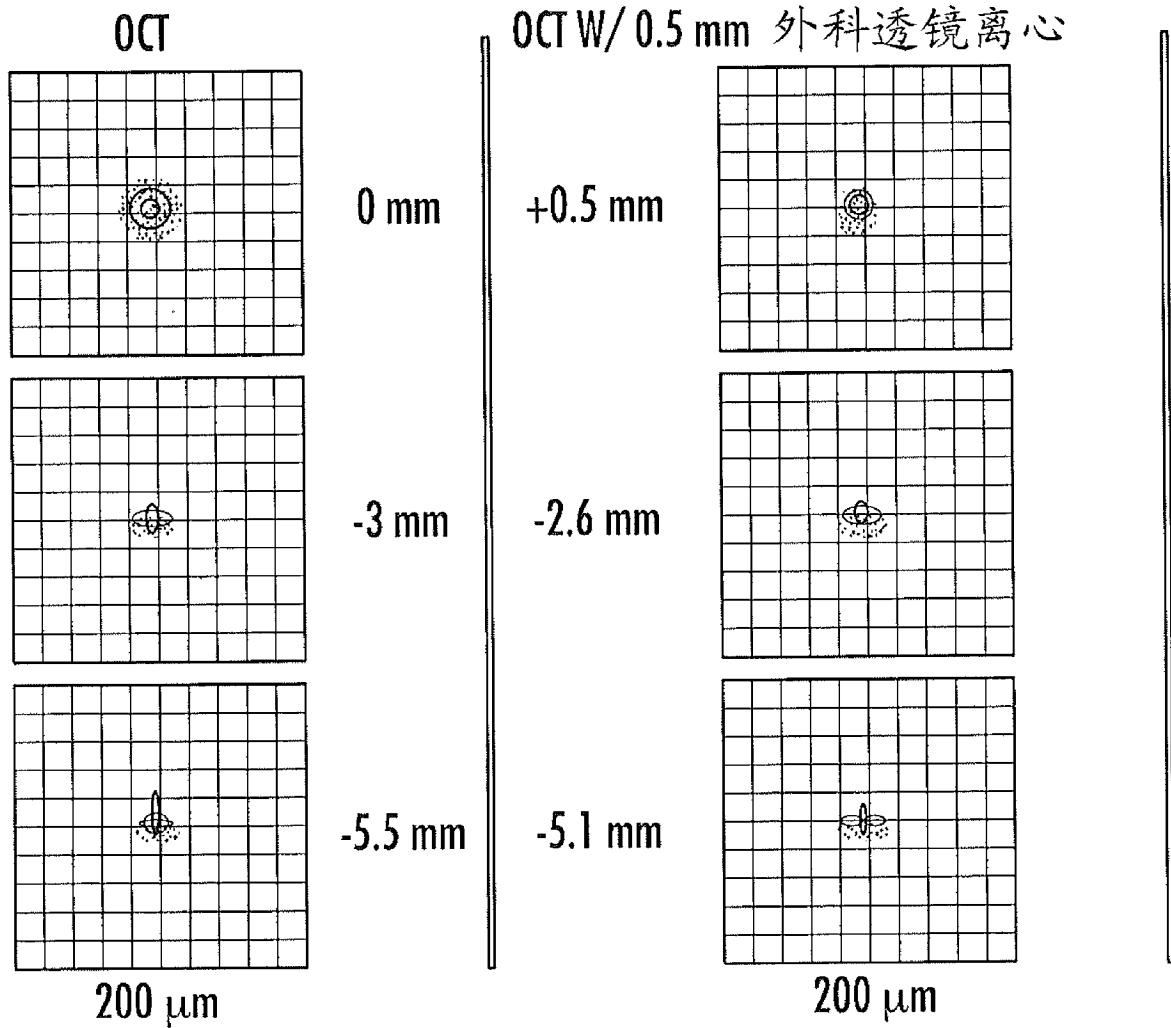


图 21A

光学性能-视网膜外科透镜组装III



高放大倍率单合透镜光学性能总结

通道	艾利半径 (μm)	工作距离 (mm)	在Y上的FWHM斑点直径 (μm) vs 半FOV (mm)			最大OPLD (mm)
			0	3	5.5	
OCT	6.7	7.2	8	10	17	0.9
可视	11.9			32		N/A

图 21B

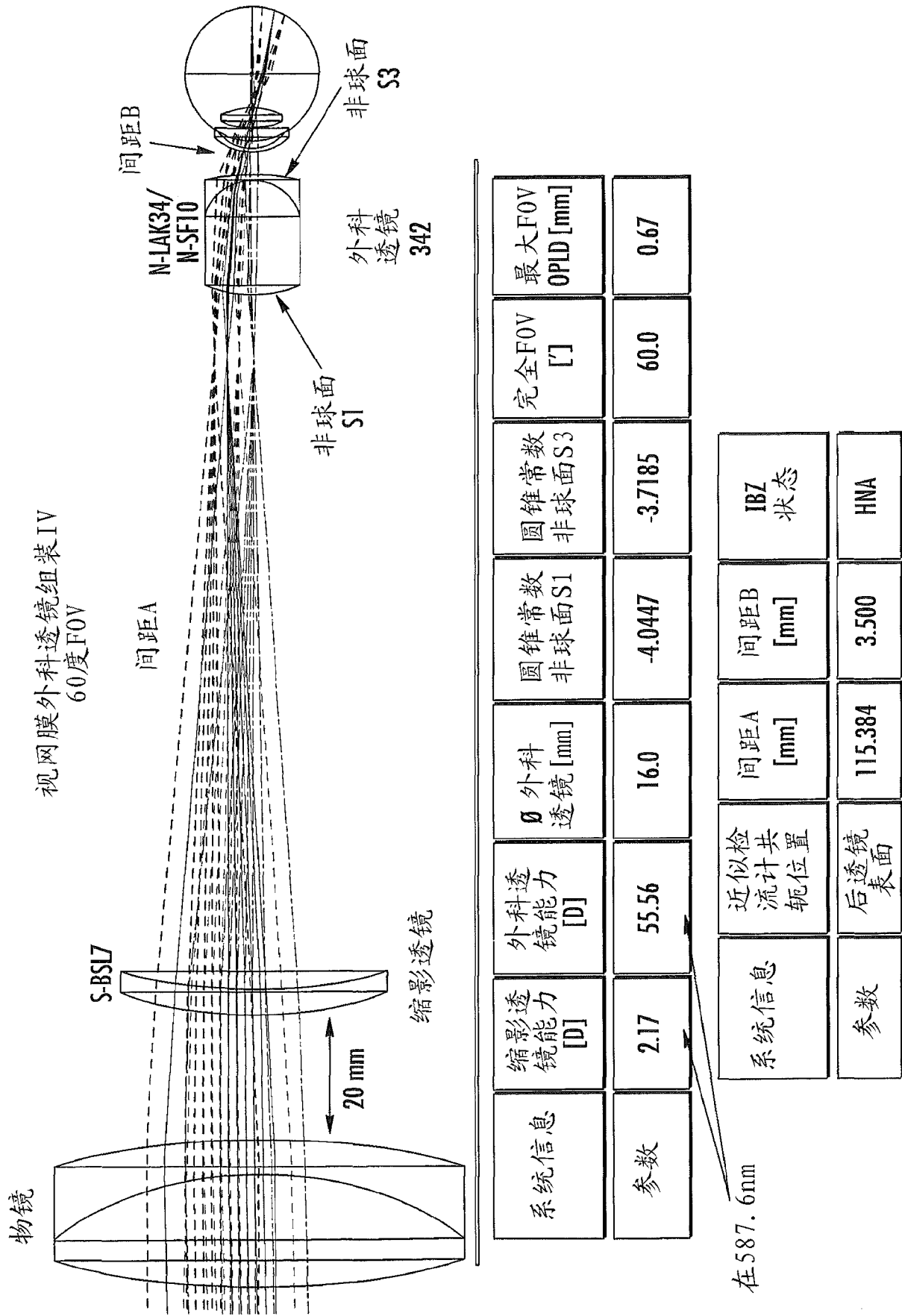
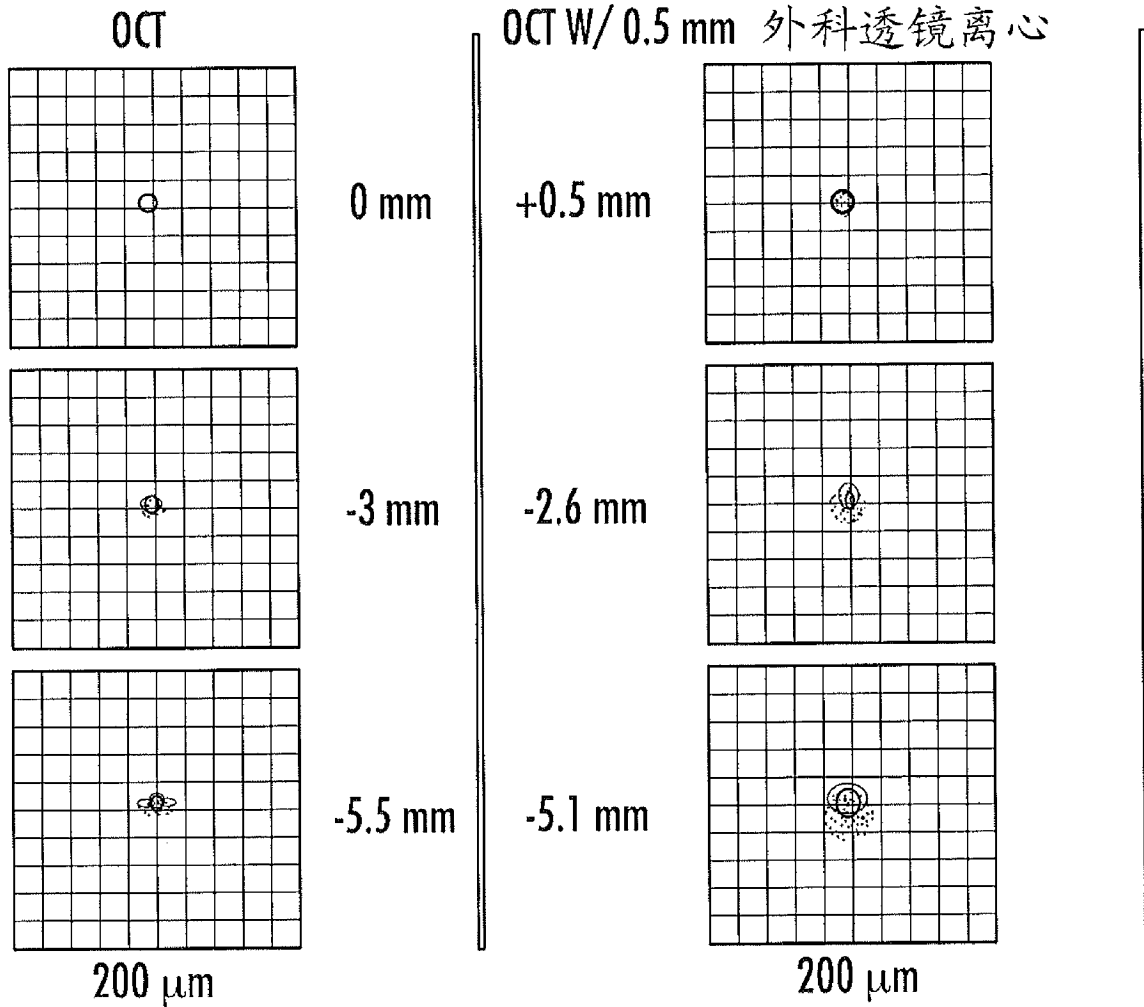


图 22A

光学性能-视网膜外科透镜组装IV



高放大倍率双合透镜光学性能总结

通道	艾利半径 (μm)	工作 距离 (mm)	在Y上的FWHM斑点直径 (μm) vs 半FOV (mm)			最大OPLD (mm)
			0	3	5.5	
OCT	6.8	3.5	7	8	9	0.7
可视	12.0			45		N/A

图 22B

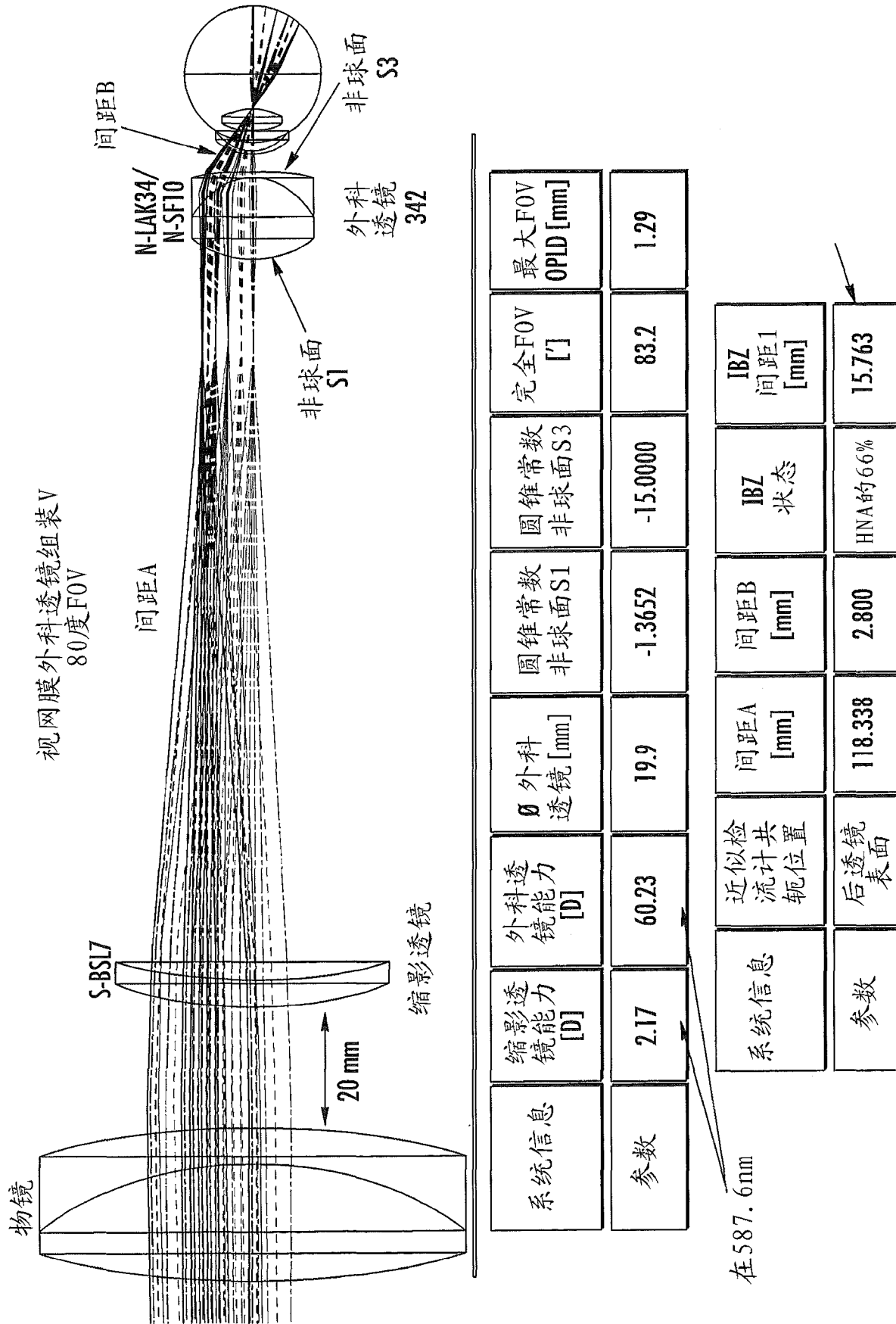
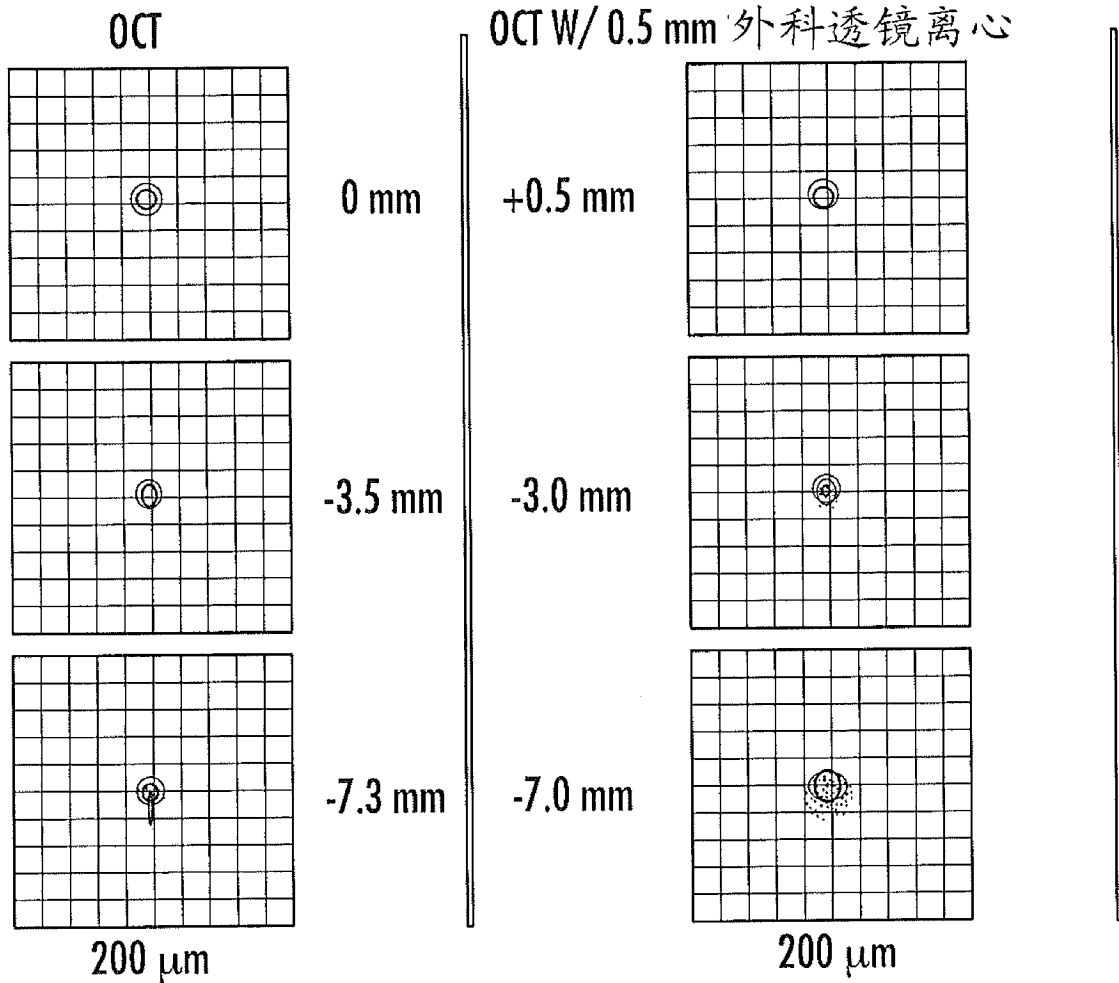


图 23A

光学性能-视网膜外科透镜组装V



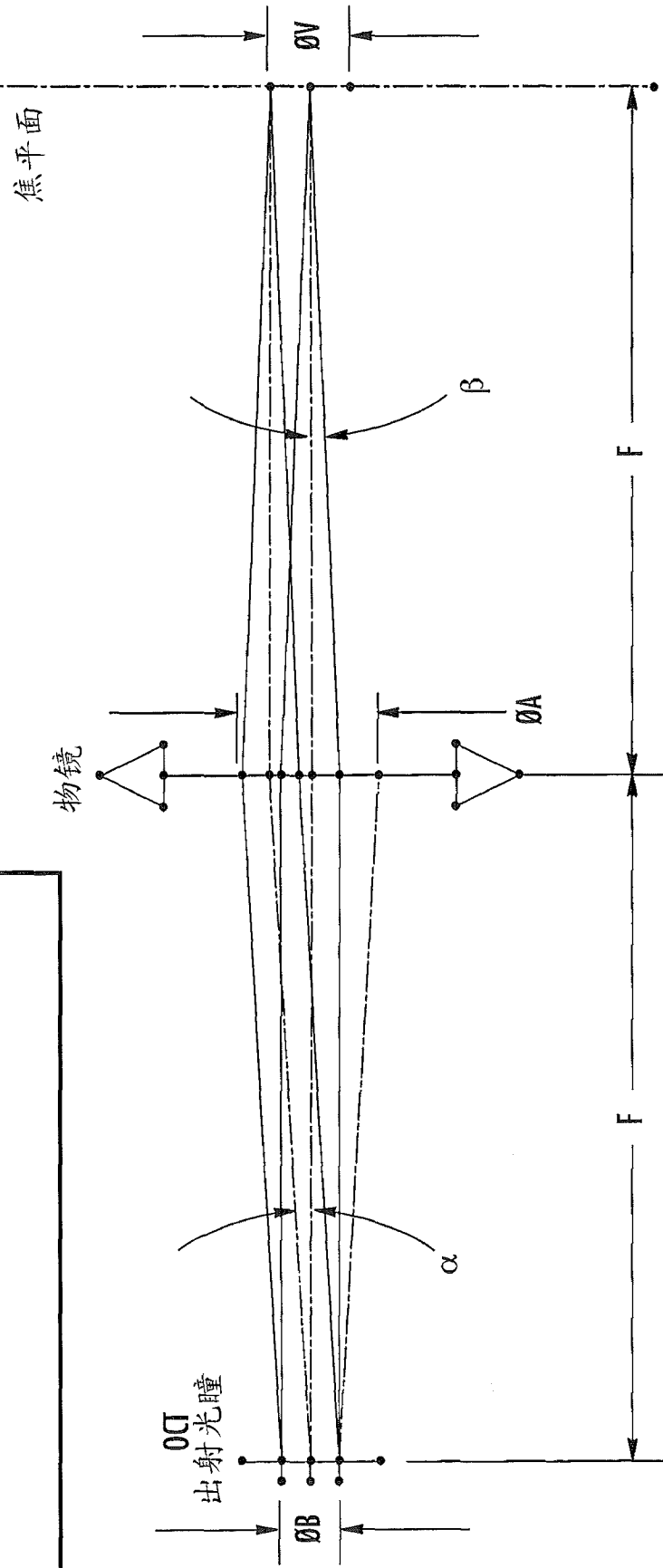
中等放大倍率双合透镜光学性能总结

通道	艾利半径 (μm)	工作距 离 (mm)	在Y上的FWHM斑点直径 (μm) vs 半FOV (mm)			最大OPLD (mm)
			0	3.5	7.3	
OCT	11.1	2.8	12	12	16	1.3
可视	21.5			48		N/A

文件:MD_MAG_DOUBLET_WITH_SMI_01.ZMX

图 23B

OCT远心度条件:
 1) 位于物镜的焦平面中的OCT出射光瞳
 2) 与物镜光轴一致的OCT光轴



$$NA = \frac{1.22 \times \lambda}{2 \times \rho} = \sin \beta$$

$$\emptyset B = 2F \times \tan \beta \approx 2F \times \sin \beta = 2F \times NA$$

$$\emptyset B \approx \frac{1.22 \times \lambda \times F}{\rho}$$

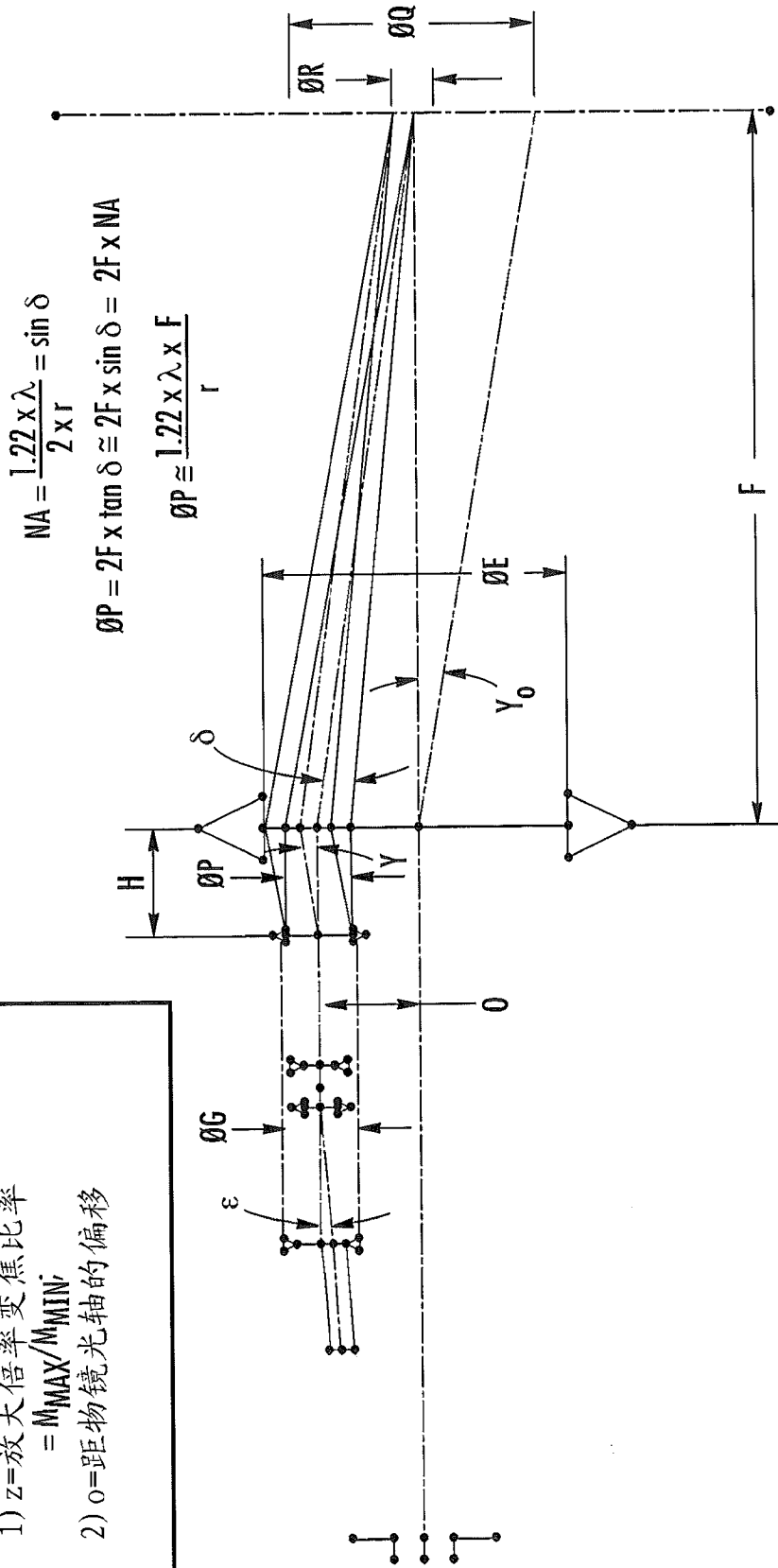
$$\emptyset A = \emptyset B + \emptyset V$$

$$F \times \tan \alpha = \frac{\emptyset V}{2}$$

$$\alpha \approx \frac{\emptyset V}{2F}$$

图 24

无焦变焦参数:
 1) $z = \text{放大倍率变焦比率}$
 $= M_{MAX}/M_{MIN}$
 2) $o = \text{距物镜光轴的偏移}$



$$NA = \frac{1.22 \times \lambda}{2 \times r} = \sin \delta$$

$$\delta P = 2F \times \tan \delta \approx 2F \times \sin \delta = 2F \times NA$$

$$\delta P \approx \frac{1.22 \times \lambda \times F}{r}$$

$$\tan \gamma_0 \approx \frac{\delta Q}{z}$$

$$\gamma_m \approx \tan \gamma_m = \frac{\delta Q}{2zF}$$

$$\gamma_0 \approx \tan \gamma_0 = \frac{\delta Q}{2F}$$

$$M_m = \frac{\tan \epsilon_m}{\tan \epsilon_0} \times \frac{\tan \gamma_0}{\tan \gamma_m} = \frac{\tan \epsilon_m}{\tan \epsilon_0} \times \frac{\delta Q}{\delta R}$$

$$\frac{\tan \epsilon_m}{\tan \epsilon_0} = 1 \text{ (被良好地设计的变焦)}$$

$$M = \frac{\tan \epsilon}{\tan \gamma}$$

图 25

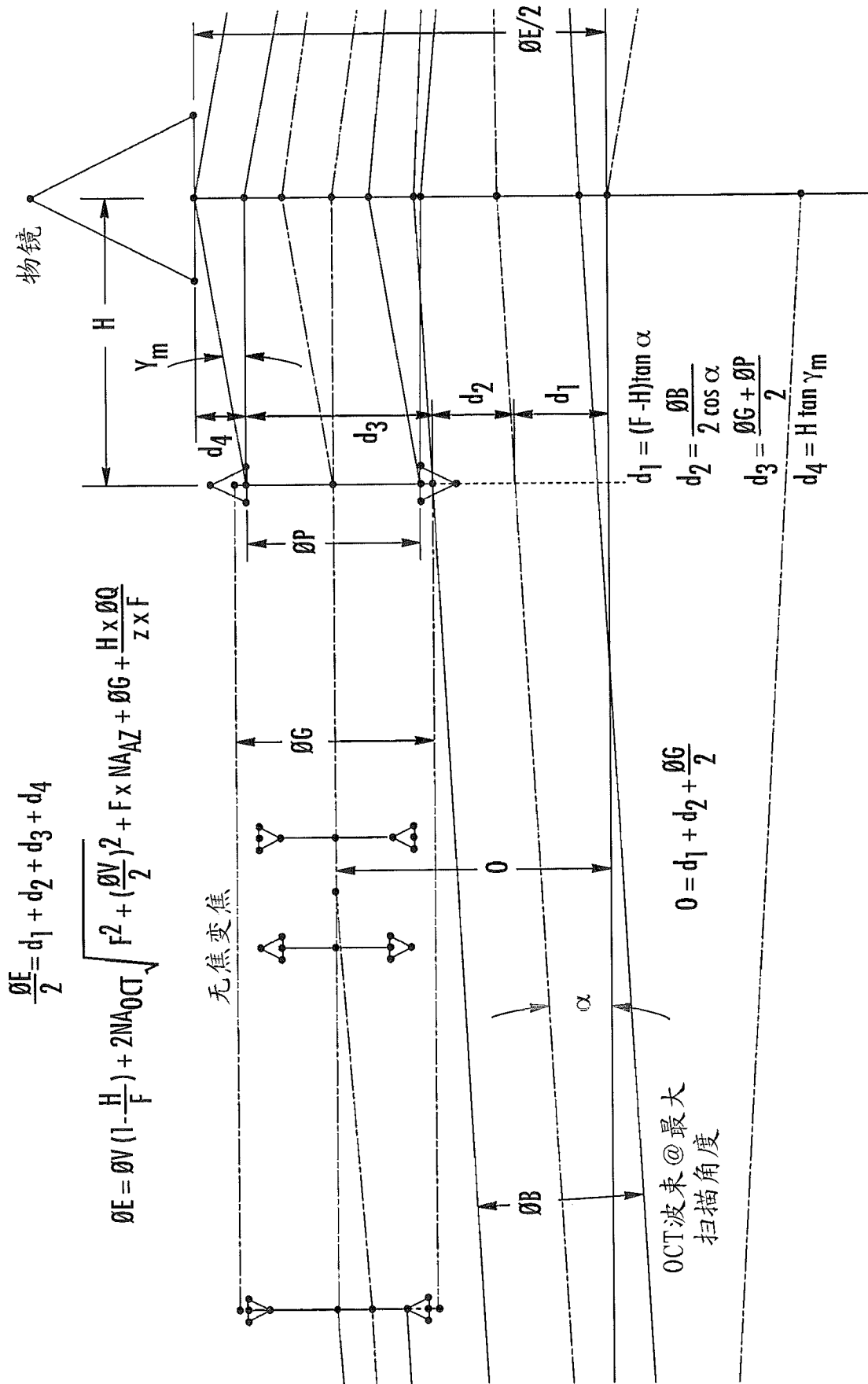


图 26

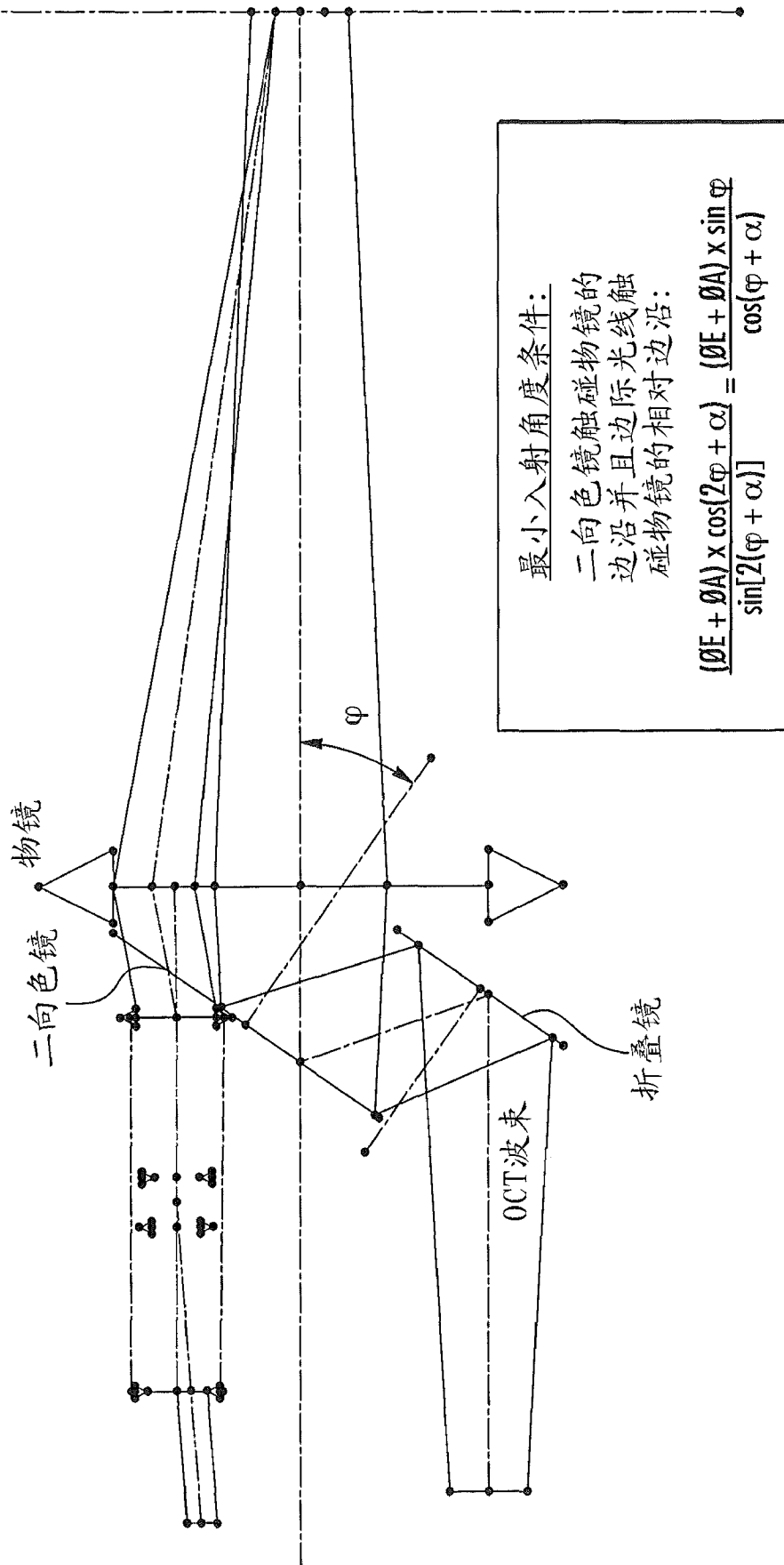


图 27

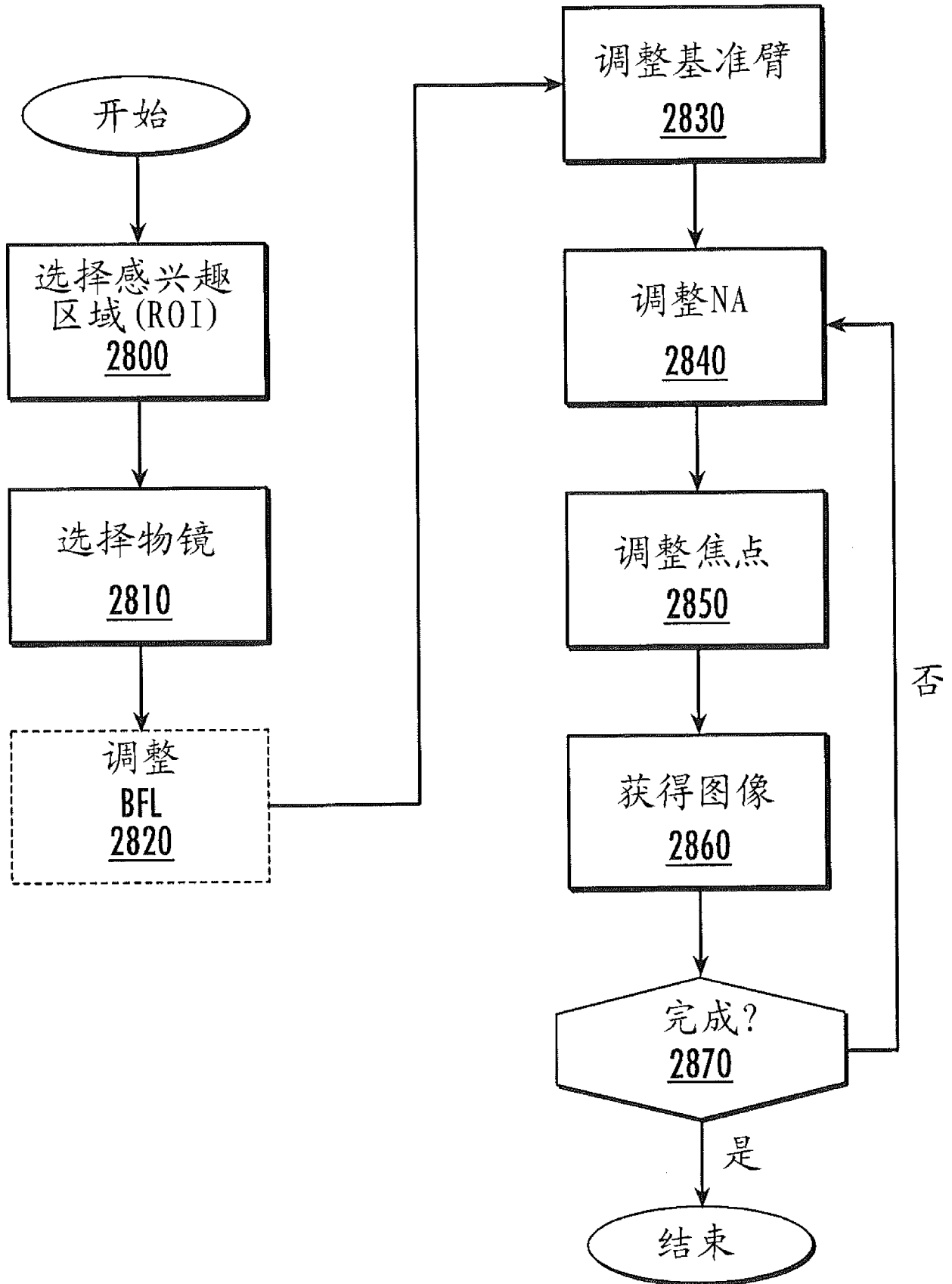


图 28

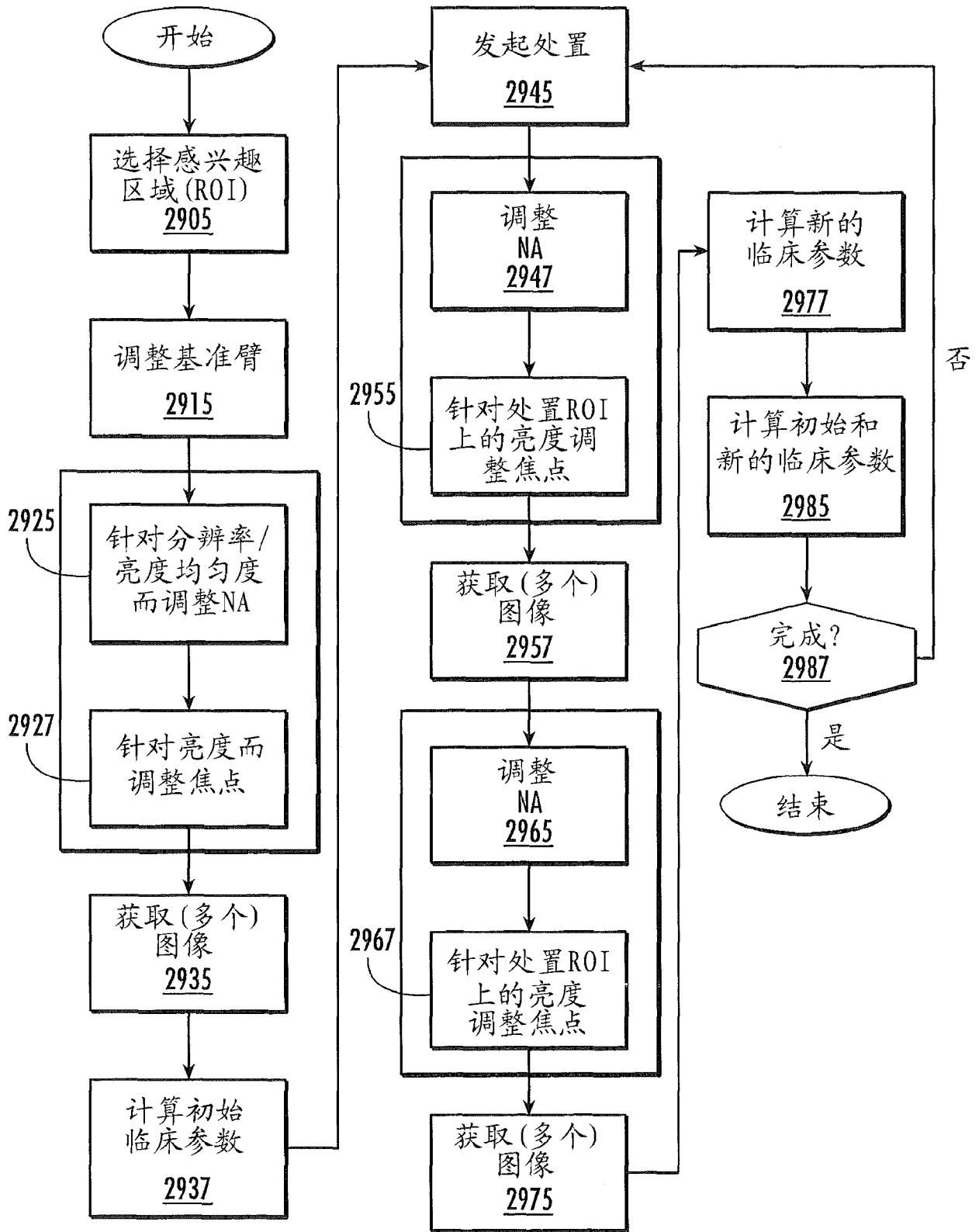


图 29

通过采样间隔控制的图像深度管理

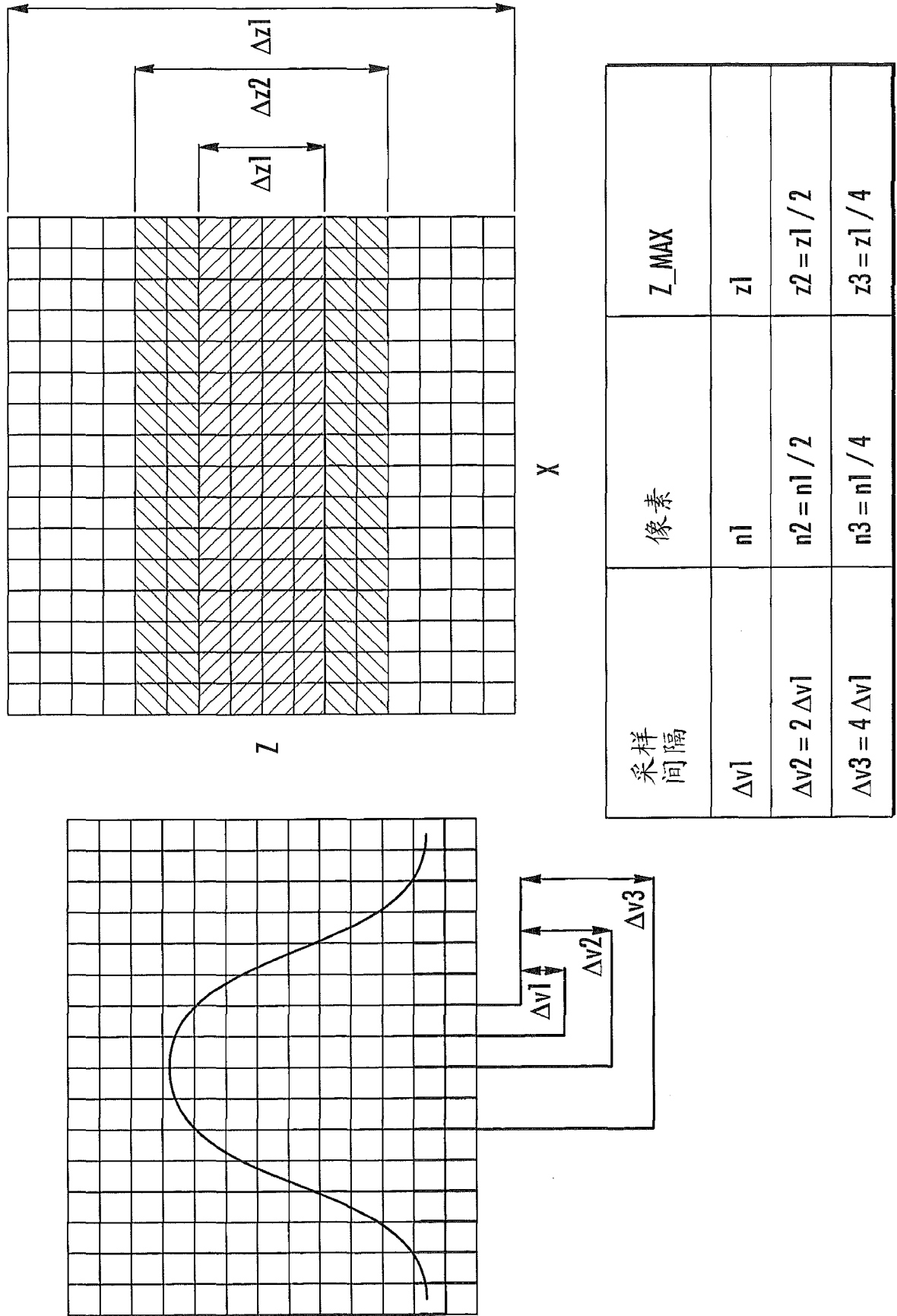


图 30

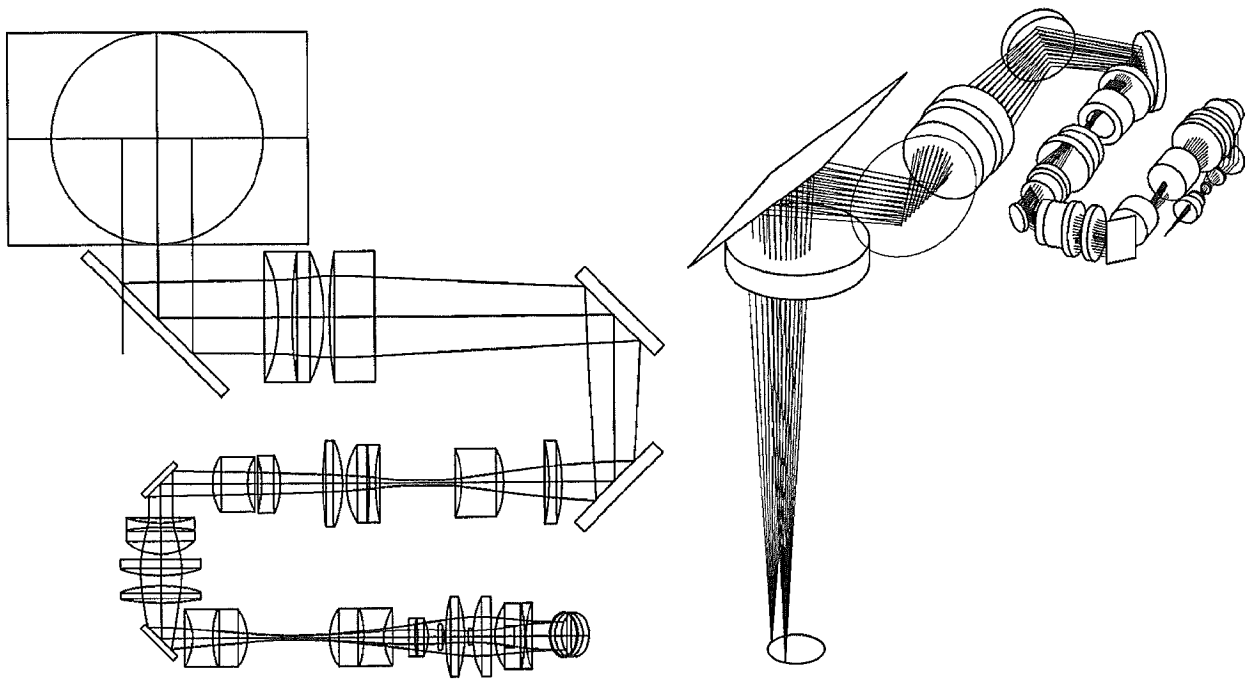


图 31