



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102811684 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 09

(21) 申请号 201180015518. 7

(22) 申请日 2011. 01. 21

(30) 优先权数据

61/297624 2010. 01. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/022158 2011. 01. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/091326 EN 2011. 07. 28

(73) 专利权人 眼科医疗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 D·安杰莉 P·古丁 B·伍德利

G·马塞利诺

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51) Int. Cl.

A61F 9/008(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6111645 A, 2000. 08. 29, 全文.

US 6053613 A, 2000. 04. 25, 全文.

CN 201320219 Y, 2009. 10. 07, 全文.

CN 101631522 A, 2010. 01. 20, 说明书第0023-0033段, 第0036段, 图1.

Yiheng Liu, Yanmei Liang, Zhengrong Tong, Xiaonong Zhu. Contrast enhancement of optical coherence tomography images. 《Optics Communications》. 2007, 第279卷(第1期), 标题, 摘要, 绪论, 第25页左栏第5-23行, 右栏第1-6行.

审查员 何雯

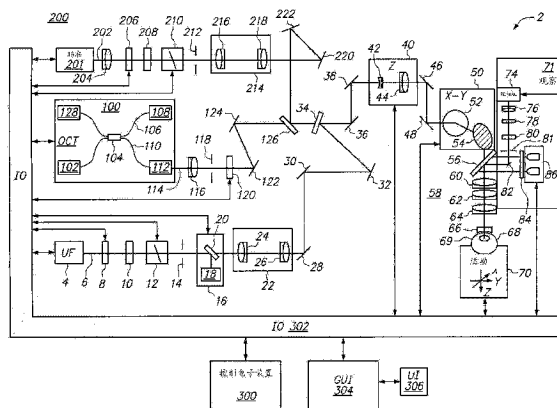
权利要求书1页 说明书15页 附图15页

(54) 发明名称

用于自动放置扫描激光撕囊切口的装置

(57) 摘要

本发明描述了用于白内障手术的系统和方法。在一个实施例中一种系统包括: 激光源, 所述激光源被配置成产生包括多个激光脉冲的治疗光束; 集成光学系统, 所述集成光学系统包括成像组件, 所述成像组件可操作地联接到治疗光束输送组件使得它们共用至少一个公共光学元件, 所述集成光学系统被配置成采集与一个或多个目标组织结构相关的图像信息并且以三维图案引导治疗光束以导致目标组织结构中的至少一个的破坏; 以及控制器, 所述控制器可操作地联接到所述激光源和所述集成光学系统, 并且被配置成基于所述图像信息调节激光束和治疗图案, 并且至少部分地基于所述图像信息的鲁棒最小二乘拟合分析区分眼睛的两个或以上解剖结构。



CN 102811684 B

1. 一种用于患者的眼睛的白内障手术的系统,所述系统包括:
  - a. 激光源,所述激光源被配置成产生包括多个激光脉冲的治疗光束;
  - b. 集成光学系统,所述集成光学系统包括成像组件,所述成像组件可操作地联接到治疗激光输送组件使得所述成像组件与所述治疗激光输送组件共用至少一个公共光学元件,所述集成光学系统被配置成采集与一个或多个目标组织结构相关的图像信息并且以三维图案引导治疗光束以导致目标组织结构中的至少一个的破坏;以及
  - c. 控制器,所述控制器可操作地联接到所述激光源和所述集成光学系统,并且被配置成:
    - 1) 基于所述图像信息调节激光束和治疗图案,
    - 2) 处理所述图像信息以识别针对眼睛的至少一个解剖结构的边缘位置集合,其中,所述图像信息被还原成 XYZ 三元组的集合,其中所述集合中的每个点具有 X 坐标、Y 坐标和 Z 坐标,每个 XYZ 三元组表示三维图像中的边缘像素的位置,
    - 3) 使用鲁棒最小二乘法将所述 XYZ 三元组拟合到数学表面,其中初始使用经典最小二乘法将眼睛的中心部分拟合到数学表面,
    - 4) 根据每个边缘像素与最后产生的拟合的接近性来加权边缘以确定权重,
    - 5) 重复鲁棒最小二乘法直到鲁棒最小二乘拟合解收敛,
    - 6) 加入来自眼睛的所述至少一个解剖结构的更多的边缘像素并且重复与数学表面的鲁棒拟合,
    - 7) 重复加入边缘像素的步骤并且执行附加鲁棒最小二乘拟合的步骤直到所有的 XYZ 三元组已包括在拟合中,以及
    - 8) 在所有拟合完成之后,根据不同的权重值来区分眼睛的两个或以上解剖结构。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述两个或以上解剖结构包括角膜。
3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述两个或以上解剖结构包括巩膜。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述两个或以上解剖结构包括缘。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述两个或以上解剖结构包括虹膜。
6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述两个或以上解剖结构包括晶状体。
7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述两个或以上解剖结构包括晶状体囊。
8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述数学表面是球形表面。
9. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述数学表面是非球形表面。
10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制器还被配置成定位所述两个或以上解剖结构之间的边界。
11. 根据权利要求 10 所述的系统,其中所述边界被限定为眼睛的角膜和眼睛的巩膜之间的交界。
12. 根据权利要求 10 所述的系统,其中所述边界被限定为眼睛的角膜和眼睛的虹膜之间的交界。
13. 根据权利要求 10 所述的系统,其中所述边界被限定为眼睛的晶状体和眼睛的虹膜之间的交界。
14. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制器被配置成利用最小二乘拟合分析的异常值来识别眼睛的解剖结构。

## 用于自动放置扫描激光撕囊切口的装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及眼科手术程序和系统。

### 背景技术

[0002] 眼内透镜植入是世界上最常用的手术程序之一,全世界每年估计有 1400 万病例执行手术。

[0003] 典型地使用被称为超声乳化术的技术执行现代手术,其中在被称作前囊切开术或如今被称为撕囊术的执行晶状体前囊中的开口之后使用具有用于冷却的关联水流的超声尖端雕刻晶状体的较硬核。在这些步骤以及在不碎裂的情况下通过抽吸移除残余较软晶状体皮质之后,通过小切口将人工可折叠眼内透镜(IOL)插入眼睛中。

[0004] 该程序中的最早和最关键步骤之一是执行囊切开(或撕囊)。该步骤从被称为开罐式囊切开术的早先技术演变而成,其中使用尖锐针头以圆形方式穿透晶状体前囊,之后移除直径典型地在 5-8mm 的范围内的晶状体囊的圆形碎片。由于与最初的开罐式技术关联的各种并发症,因此本领域的前沿专家试图开发更好的技术以用于在乳化步骤之前移除晶状体前囊。撕囊的概念是提供平滑连续圆形开口,通过该开口不仅可以安全地和容易地执行核的超声乳化,而且容易插入眼内透镜。它既提供用于插入的明确的中心进路—用于由患者将图像传输到视网膜的永久孔径,又提供剩余囊的内部 IOL 的支撑,该支撑将限制脱位的可能性。使用开罐式囊切开术的旧式技术,乃至使用连续撕囊术,可能产生与下列相关的问题:外科医生由于红光反射而不能充分地可视化囊,不能以足够的安全性掌握它,不能撕裂适当尺寸的平滑圆形开口而没有放射裂口和延伸,或与初始开口之后保持前房深度、瞳孔的小尺寸或由于晶状体浑浊引起的红光反射的缺少相关的技术难题。已通过使用诸如亚甲蓝或吲哚菁绿的染料最小化一些可视化问题。然而,囊的可视化只是一个问题。

[0005] 眼睛的取向也可以为外科医生造成难题,原因是如果由立体成像系统引入视差误差,则可能使撕囊切口偏离中心。附加并发症在具有弱悬韧带患者(典型地是老年患者)和具有很难机械地破裂的很软和弹性囊的年龄很小的儿童中产生。

[0006] 需要改进精确和可靠放置眼切口(例如穿刺术、白内障器械进路、松弛和囊切开术)的医疗标准的眼科方法、技术和装置。

### 发明内容

[0007] 一个实施例涉及一种用于患者的眼睛的白内障手术的系统,所述系统包括:激光源,所述激光源被配置成产生包括多个激光脉冲的治疗光束;集成光学系统,所述集成光学系统包括成像组件,所述成像组件可操作地联接到治疗光束输送组件使得它们共用至少一个公共光学元件,所述集成光学系统被配置成采集与一个或多个目标组织结构相关的图像信息并且以三维图案引导治疗光束以导致目标组织结构中的至少一个的破坏;以及控制器,所述控制器可操作地联接到所述激光源和所述集成光学系统,并且被配置成基于所述图像信息调节激光束和治疗图案,并且至少部分地基于所述图像信息的鲁棒最小二乘拟合

分析区分眼睛的两个或以上解剖结构。所述两个或以上解剖结构中的一个包括角膜、巩膜、缘、虹膜、晶状体或晶状体囊。所述控制器可以被配置成进行一系列最小二乘拟合分析,并且在每个连续最小二乘拟合分析中迭代地包括更多数量的像素。所述控制器可以被配置成寻找紧密最小二乘拟合,其中相关最小二乘拟合分析预期球形表面。所述控制器可以被配置成寻找紧密最小二乘拟合,其中相关最小二乘拟合分析预期非球形表面。所述控制器还可以被配置成定位所述两个或以上解剖结构之间的边界。所述边界可以被限定为眼睛的角膜和眼睛的巩膜之间的交界。所述边界可以被限定为眼睛的角膜和眼睛的虹膜之间的交界。所述边界可以被限定为眼睛的晶状体和眼睛的虹膜之间的交界。所述控制器可以被配置成利用最小二乘拟合分析的拒绝点来识别眼睛的解剖结构。

[0008] 另一个实施例涉及一种系统,所述系统还包括允许视网膜的成像的可调节聚焦组件,所述可调节聚焦组件提供关于小凹(fovea)和/或中心凹(foveola centralis)的位置的信息以确定患者的视轴线。这样的视网膜特征可以经由来自成像设备的图像信息识别并且与关于晶状体的几何信息结合使用以提供增强的囊切开图案放置。成像设备可以提供3D或2D图像或两者。

[0009] 另一个实施例涉及一种系统,所述系统还被配置成使得用户能够选择使用上述拟合中的任何一个来放置激光制造切口。例如,视频系统可以显示覆盖有缘、几何和视觉定心结果的患者眼睛的正面图像(en-face)。用户然后可以基于关于视频图像的它的外观选择方法。类似地,系统可以显示角膜切口的(一个或多个)预期位置供用户进行选择。

[0010] 在又一个实施例中,所述系统还包括第二成像系统,例如视频系统。OCT和视频系统都可以用于引导激光切口。例如,可以通过同时考虑OCT和视频系统数据确定像素或眼睛位置是瞳孔还是非瞳孔像素而确定瞳孔的中心。对于认为在瞳孔内的位置,可能需要两个系统独立地辨别该结论。备选地,如果至少一个系统得出该结论,则位置可以在瞳孔内。

[0011] 另一个实施例涉及一种光学系统,所述光学系统包括:可调节光源,用于将患者的眼睛暴露于可变照明条件或亮度的水平;以及成像设备,例如摄像机,所述成像设备捕获眼睛的图像以确定瞳孔的尺寸、形状、位置和对准标记或解剖基准以便最佳地确定用于制造激光囊切开切口的合适侧向位置。

[0012] 本文中所述的技术和系统提供胜过当前的医疗标准的许多优点。具体地,撕囊切口的图像引导对准。本文中所述的技术可以用于便于植入眼内透镜(IOL),包括镜中袋(bag-in-lens)和袋中镜(lens-in-bag)类型。切口不仅仅限于圆形,而是可以是有助于接着进行诸如复杂或高级IOL装置或固定适应IOL的注入或形成的程序的任何形状。通过回顾说明书、权利要求和附图,本发明的其它目的和特征将变得明显。

## 附图说明

[0013] 图1是光束扫描系统的示意图。

[0014] 图2是显示备选的光束组合方案的光图。

[0015] 图3是具有备选的光束扫描系统的示意图。

[0016] 图4是具有另一个备选的光束扫描系统的示意图。

[0017] 图5是眼睛的横截面示意图,描绘了角膜、虹膜、晶状体和晶状体囊。

[0018] 图6显示了对应于切割激光器、OCT和视频子系统的光束路径相对于眼睛的关系。

- [0019] 图 7 是眼睛的正面示意图,描绘了虹膜、虹膜边界、目标囊切开切口位置和切口的中心。
- [0020] 图 8 是从系统的用户接口捕获的正面图像,描绘了覆盖有检测到的虹膜边界和预期囊切开切口的患者的眼睛的视频图像。
- [0021] 图 9 是具有带标记的结构和特征的 OCT 复合图像。
- [0022] 图 10 是指示具有目标表面的校准透镜的光学设计。
- [0023] 图 11 是用于校准视频的分划板目标的视频图像。
- [0024] 图 12 是将视频像素映射到眼睛中的相应物理尺度的视频校准曲线的例子。
- [0025] 图 13 是由切割激光器在用于配准切割激光器放置、OCT 检测和眼睛的物理尺度的校准目标中制造的标记或烧灼图案的视频图像。
- [0026] 图 14 是用于将切割激光器、OCT 和视频图像配准到眼睛的物理尺度的包括像素缩放、中心定位和旋转的关键校准因素的表。
- [0027] 图 15 是眼睛的横截面示意图,显示了倾斜囊切开切口平面。
- [0028] 图 16 显示了视网膜图像的示意性表示。
- [0029] 图 17 是显示在虹膜的前表面上看到的特征的图形。
- [0030] 图 18 是用于在环境照明条件下测量患者的瞳孔的装置的图形。
- [0031] 图 19 是照明水平坡道的例子。
- [0032] 图 20 是从虹膜图像收集的瞳孔直径数据的例子。
- [0033] 图 21 是从虹膜图像收集的瞳孔形心数据的例子。

### 具体实施方式

[0034] 本发明可以由将光束投射或扫描到患者的眼睛 68 中的系统(例如图 1 中所示的系统 2)实现,该系统包括超快激光器(UF)光源 4 (例如飞秒激光器)。使用该系统,可以在三个维度 X、Y、Z 中在患者的眼睛中扫描光束。在该实施例中,UF 波长可以在 1010nm 至 1100nm 之间变化并且脉冲宽度可以在 100fs 至 10000fs 之间变化。脉冲重复频率也可以在 10kHz 至 250kHz 之间变化。关于对非目标组织的非预期损伤的安全极限限制关于重复率和脉冲能量的上限;而阈值能量、完成程序的时间和稳定性限制脉冲能量和重复率的下限。在眼睛 68 中并且具体地在眼睛的晶状体 69 和前囊中的焦斑的峰值功率足以产生光破坏并且启动等离子介导消融过程。近红外波长是优选的,原因是生物组织中的线性光吸收和散射在该光谱范围内减小。作为例子,激光器 4 可以重复脉动 1035nm 装置,其以 100kHz 的重复率产生 500fs 脉冲和在十微焦耳范围内的单独脉冲能量。

[0035] 激光器 4 由控制电子装置 300、经由输入和输出装置 302 控制以产生光束 6。控制电子装置 300 可以是计算机、微控制器等。在该例子中,整个系统由控制器 300 控制,并且数据通过输入/输出装置 10 302 移动。图形用户界面 GUI 304 可以用于设置系统操作参数、处理 GUI 304 上的用户输入(UI) 306 并且显示收集信息,例如眼结构的图像。

[0036] 生成的 UF 光束 6 朝着患者眼睛 68 前进,穿过半波片 8 和线性偏振器 10。可以调节光束的偏振状态使得期望的光量穿过一起用作 UF 光束 6 的可变衰减器的半波片 8 和线性偏振器 10。另外,线性偏振器 10 的取向确定入射在光束组合器 34 上的入射偏振状态,由此优化光束组合器处理量。

[0037] UF 光束前进通过遮光器 12、孔径 14 和选截装置 16。系统控制遮光器 12 出于程序和安全原因保证激光的开/关控制。孔径设置激光束的可使用外径并且选截器监视可使用光束的输出。选截装置 16 包括部分反射镜 20 和检测器 18。可以使用检测器 18 测量脉冲能量、平均功率或组合。信息可以用于反馈到用于衰减的半波片 8 并且检验遮光器是打开还是关闭。另外，遮光器 12 可以具有位置传感器以提供冗余状态检测。

[0038] 光束穿过光束调节级 22，其中可以修改光束参数，例如光束直径、发散度、圆度和散光。在该示例性例子中，光束调节级 22 包括由球面光学器件 24 和 26 组成的二元光束扩展望远镜以便获得预期光束尺寸和准直。尽管未在这里示出，但是变形系统或其它光学系统可以用于获得期望的光束参数。作为另一个例子，可以使用变焦或反转长焦透镜系统。用于确定这些光束参数的因素包括激光器的输出光束参数、系统的总放大率和治疗位置处的期望数值孔径(NA)。这些调节光学元件可以是动态的或可调节的，要么是一次性手动的，要么是自动的。动态元件的例子可以是能够将调节焦距和放大率的变焦光束扩展器。这样的变焦可以用于减小或增加进入最后聚焦物镜的激光束的光束直径并且因此增加和减小治疗位置处的 NA。诸如此的可变特征可以有用于确定等离子阈值水平并且还可以用作影响阈值的其它参数的补偿。这些其它参数可以是激光器的光束品质( $M^2$ )、激光器的脉冲持续时间以及光束串的传输。改变 NA 并且因此改变阈值水平的能力有利于在整个预期切割体积上制造有效切口。阈值的该调拨可以是每个系统的每个激光器的一次性调节以在整个体积上制造切口中产生额外裕量或者它可以飞速地(即，以足够高的速率)进行调节使得在切割图案的同时阈值可以变化并且例如取决于切口的位置。

[0039] 另外，光学系统 22 可以用于将孔径 14 成像到期望位置(例如下述的双轴线扫描装置 50 之间的中心位置)。以该方式，保证通过孔径 14 的光量通过扫描系统。选截装置 16 然后是可使用光的可靠量度。备选地，如果孔径处的光束位置是可靠且稳定的，则孔径可以置于选截装置之后。以该方式系统可能被制造得更短，减小光束路径轨迹。在离开调节级 22 之后，光束 6 从折叠镜 28、30 和 32 反射。为了对准这些镜可以是可调节的。光束 6 然后入射在光束组合器 34 上。光束组合器 34 反射 UF 光束 6(并且透射下述的 OCT 114 和瞄准 202 光束)。为了高效的光束组合器操作，入射角优选地保持在 45 度以下并且在可能的情况下光束的偏振是固定的。对于 UF 光束 6，线性偏振器 10 的取向提供固定偏振。

[0040] 在光束组合器 34 之后，光束 6 继续进入 z 调节或 Z 扫描装置 40。在该示例性例子中 z 调节包括具有两个透镜组 42 和 44 (每个透镜组包括一个或多个透镜)的伽利略望远镜。透镜组 42 沿着关于望远镜的准直位置的 z 轴移动。以该方式，患者的眼睛 68 中的焦斑的焦点位置沿着 z 轴移动，如图所示。一般而言在透镜 42 的运动和焦点的运动之间有固定关系。在该情况下，z 调节望远镜具有大约 2x 光束扩展比和透镜 42 的运动与焦点的运动的大约 1:1 关系。透镜的运动和因此眼睛内的焦斑的 z 运动的实际关系取决于透镜 42、44、60、62、64、66 的焦距、眼睛中的材料的折射率、这些透镜中的至少两个之间的分离以及焦点的位置。在示例性实施例中，该关系在靠近角膜的焦点位置为大约 1.2:1 并且在靠近晶状体的后表面的焦点位置为 1.5:1。备选地，透镜组 44 可以沿着 z 轴移动以启动 z 调节并且扫描。z 调节是用于眼睛 68 中的治疗的 z 扫描装置。它可以由系统自动地并且动态地控制并且被选择成是独立的或者与接着描述的 X-Y 扫描装置相互作用。镜 36 和 38 可以用于使光轴与 z 调节装置 40 的轴线对准。在穿过 z 调节装置 40 之后，光束 6 由镜 46 和 48 引

导到 x-y 扫描装置。为了对准镜 46 和 48 可以是可调节的。在控制电子装置 300 的控制下由优选地使用两个镜 52 和 54 的扫描装置 50 实现 X-Y 扫描,所述控制电子装置使用马达、检流计或任何其它公知的光学器件移动装置在正交方向上旋转。镜 52 和 54 靠近下述的物镜 58 和接触透镜 66 的组合的远心位置定位。倾斜这些镜 52/54 导致它们偏转光束 6,导致位于患者的眼睛 68 中的 UF 焦点的平面的侧向位移。物镜 58 可以是复杂多元透镜元件,如图所示并且由透镜 60、62 和 64 表示。透镜 58 的复杂性将由扫描场尺寸、焦斑尺寸、物镜 58 的近侧和远侧上的可用工作距离以及像差控制量决定。焦距为 60mm、在 10mm 的场内用 15mm 直径的输入光束尺寸生成 10 $\mu$ m 的光斑尺寸的扫描透镜 58 是例子。备选地,由扫描器 50 进行的 X-Y 扫描可以使用一个或多个可移动光学元件(例如透镜、光栅)实现,所述一个或多个可移动光学元件也可以由控制电子装置 300、经由输入和输出装置 302 控制。

[0041] 瞄准和治疗扫描图案可以在控制器 300 的控制下由扫描器 50 自动生成。这样的图案可以包括单一光斑、多个光斑、连续光图案、多个连续光图案和 / 或这些的任何组合。另外,瞄准图案(使用下述的瞄准光束 202)不需要与治疗图案(使用光束 6)相同,但是优选地至少限定它的边界以便保证为了患者安全仅仅在期望目标区域内输送治疗光。这例如可以通过使瞄准图案提供预期治疗图案的轮廓线而完成。这样可以使用户知道治疗图案的空间范围,即使不知道单独的光斑自身的实际位置,并且因此可以在速度、效率和精度方面优化扫描。也可以使瞄准图案作为闪光被察觉以便进一步增强它对用户的可见性。可以通过使用输入装置(例如操纵杆或定位患者和 / 或光学系统的任何其它合适的用户输入装置(例如 GUI 304))进一步控制光束 6 和 / 或光束 6 在眼睛 68 上形成的扫描图案的定位和特性。

[0042] 可以是任何合适的眼科透镜的接触透镜 66 可以用于帮助将光束 6 进一步聚焦到患者的眼睛 68 中,同时帮助稳定眼睛位置。接触透镜可以是玻璃、塑料或其它合适的光学材料,具有接触眼睛的角膜的固体表面。接触表面可以是弯曲的,从而匹配角膜的前部的表面形状。接触表面也可以是平坦的或不符合角膜的表面形状的其他形状并且由此变形眼睛的前部以符合接触透镜接触表面形状。接触透镜也可以包括接触透镜的固体材料和角膜的前部之间的流体层。该流体可以是水或其它合适的光学流体。该流体将提供合适的光学匹配而不变形角膜。最后,可以在没有接触透镜的情况下使用该系统。该操作模式可以适合于聚焦角膜处或附近的光束,其中角膜的屈光力对光束的影响是可忽略的。

[0043] UF 激光器 4 和控制器 300 可以被设置成靶向眼睛 68 中的目标结构的表面并且保证光束 6 将视情况被聚焦并且不意外地损害非目标组织。本文中所述的成像模态和技术(例如光学相干断层摄影(OCT)、Purkinje 成像、Scheimpflug 成像或超声)可以用于确定晶状体和晶状体囊的位置并且测量厚度以为激光聚焦方法(包括 2D 和 3D 图案化)提供更大精度。激光聚焦也可以使用一种或多种方法实现,包括瞄准光束的直接观察、光学相关断层摄影(OCT)、Purkinje 成像、Scheimpflug 成像、超声或其它已知的眼科或医疗成像模态和 / 或它们的组合。在图 1 的实施例中,描述了 OCT 装置 100。眼睛的 OCT 扫描将提供关于晶状体前囊和后囊的轴向位置以及前房的深度的信息。该信息然后被装载到控制电子装置 300 中,并且用于安排和控制后续激光辅助手术程序。该信息也可以用于确定与程序相关的多种多样的参数,尤其是例如用于切割晶状体囊和分割晶状体皮质和核的的焦面的轴向上限和下限,以及晶状体囊的厚度。

[0044] 图 1 中的 OCT 装置 100 包括宽带或扫频光源 102,该光源由光纤耦合器 104 分成参

考臂 106 和样本臂 110。参考臂 106 包括模块 108, 该模块包含参考反射以及合适的分散和路径长度补偿。OCT 装置 100 的样本臂 110 具有用作 UF 激光系统的剩余部分的接口的输出连接器 112。来自参考和样本臂 106、110 的返回信号然后由耦合器 104 引导到检测装置 128, 该检测装置利用时域、频率或单点检测技术。在图 1 中, 频域技术用于 920nm 的 OCT 波长和 100nm 的带宽。备选地, OCT 源可以用于具有 10nm 至 100nm 的带宽的 790nm-970nm 波长范围内。

[0045] 离开连接器 112, OCT 光束 114 使用透镜 116 进行准直。准直光束 114 的尺寸由透镜 116 的焦距确定。光束 114 的尺寸由眼睛中的焦点处的期望 NA 和通往眼睛 68 的光束串的放大率决定。一般而言, OCT 光束 114 不需要 NA 与焦平面中的 UF 光束 6 一样高并且因此 OCT 光束 114 在直径上小于光束组合器 34 位置处的 UF 光束 6。在准直透镜 116 之后的是孔径 118, 该孔径进一步修改眼睛处的 OCT 光束 114 的最终产生的 NA。孔径 118 的直径被选择成优化入射在目标组织上的 OCT 光和返回信号的强度。可以是有源的或动态的偏振控制元件 120 用于补偿可能例如由角膜双折射的个体差异引起的偏振状态变化。镜 122 和 124 然后用于朝着光束组合器 126 和 34 引导 OCT 光束 114。为了对准并且特别是为了将 OCT 光束 114 覆盖到光束组合器 34 之后的 UF 光束 6, 镜 122 和 124 可以是可调节的。类似地, 光束组合器 126 用于组合 OCT 光束 114 和下述的瞄准光束 202。

[0046] 一旦与光束组合器 34 之后的 UF 光束 6 组合, OCT 光束 114 沿着与 UF 光束 6 相同的路径通过系统的剩余部分。以该方式, OCT 光束 114 指示 UF 光束 6 的位置。OCT 光束 114 穿过 z 扫描装置 40 和 x-y 扫描装置 50, 然后穿过物镜 58、接触透镜 66 并且进入眼睛 68。

[0047] 从眼睛内的结构的反射和散射提供返回光束, 该返回光束通过光学系统折回连接器 112 中, 通过耦合器 104, 并且到达 OCT 检测器 128。这些返回反射提供 OCT 信号, 所述 OCT 信号又由系统关于 UF 光束 6 焦点位置的 X、Y、Z 位置进行判读。

[0048] OCT 装置 100 根据测量它的参考臂和样本臂之间的光学路径长度的差异的原理工作。所以, 使 OCT 穿过 z 调节 40 不延长 OCT 系统 100 的 z 范围, 原因是光学路径长度不取决于 42 的运动而改变。OCT 系统 100 具有与检测方案相关的固有 z 范围, 并且在频域检测的情况下它具体地与分光计和参考臂 106 的位置相关。在图 1 中所使用的 OCT 系统 100 的情况下, 在水性环境下 z 范围可以为大约 1-2mm。将该范围延长到至少 6mm 涉及 OCT 系统 100 内的参考臂的路径长度的调节。使 OCT 光束 114 在样本臂中穿过 z 调节 40 的 z 扫描允许 OCT 信号强度的优化。这通过将 OCT 光束 114 聚焦到目标结构上并且同时通过相应地增加 OCT 系统 100 的参考臂 106 内的路径适应延长的光学路径长度而实现。

[0049] 由于诸如浸没指数、折射和像差(多色的和单色的)的影响所引起的关于 UF 聚焦装置的 OCT 测量的根本差异, 必须仔细分析关于 UF 光束焦点位置的 OCT 信号。应当进行取决于 X、Y、Z 的校准或配准程序以便使 OCT 信号信息匹配 UF 焦点位置并且也匹配相对和绝对尺度量。瞄准光束的观察也可以用于帮助用户引导 UF 激光焦点。另外, 代替红外 OCT 和 UF 光束由肉眼可见的瞄准光束可以有助于对准, 只要瞄准光束精确地表示红外光束参数。在图 1 所示的配置中利用瞄准子系统 200。瞄准光束 202 由瞄准光束光源 201 生成, 例如在 633nm 的波长下操作的氦氖激光器。备选地可以使用在 630-650nm 范围内的激光二极管。使用氦氖 630nm 光束的优点是它的长相干长度, 这将能够使用瞄准路径作为激光不等程干涉计(LUPI)来测量例如光束串的光学品质。



[0050] 一旦瞄准光束光源生成瞄准光束 202, 瞄准光束 202 使用透镜 204 进行准直。准直光束的尺寸由透镜 204 的焦距确定。瞄准光束 202 的尺寸由眼睛中的焦点处的期望 NA 和通往眼睛 68 的光束串的放大率决定。一般而言, 瞄准光束 202 应当具有与焦平面中的 UF 光束 6 近似相同的 NA 并且因此瞄准光束 202 具有与光束组合器 34 位置处的 UF 光束相似的直径。由于在系统对准到眼睛的目标组织期间瞄准光束意味着替换 UF 光束 6, 因此主路径的大部分类似于 UF 路径, 如先前所述。瞄准光束 202 继续通过半波片 206 和线性偏振器 208。可以调节瞄准光束 202 的偏振状态使得期望的光量穿过偏振器 208。元件 206 和 208 因此用作瞄准光束 202 的可变衰减器。另外, 偏振器 208 的取向确定入射在光束组合器 126 和 34 上的入射偏振状态, 由此固定偏振状态并且允许优化光束组合器的处理量。当然, 如果半导体激光器用作瞄准光束光源 200, 则可以改变驱动电流以调节光功率。

[0051] 瞄准光束 202 继续通过遮光器 210 和孔径 212。系统控制遮光器 210 提供瞄准光束 202 的开/关控制。孔径 212 设置瞄准光束 202 的可使用外径并且可以适当地进行调节。测量眼睛处的瞄准光束 202 的输出的校准程序可以用于经由偏振器 206 的控制设置瞄准光束 202 的衰减。

[0052] 瞄准光束 202 接着穿过光束调节装置 214。可以使用一个或多个公知的光束调节光学元件修改光束参数, 例如光束直径、发散度、圆度和散光。在瞄准光束 202 从光纤发出的情况下, 光束调节装置 214 可以简单地包括具有两个光学元件 216 和 218 的光束扩展望远镜以便获得预期光束尺寸和准直。用于确定诸如准直度的瞄准光束参数的最终因素由匹配眼睛 68 的位置处的 UF 光束 6 和瞄准光束 202 所必需的因素决定。可以通过光束调节装置 214 的适当调节考虑色差。另外, 光学系统 214 用于将孔径 212 成像到期望位置, 例如孔径 14 的共轭位置。瞄准光束 202 接着从折叠镜 222 和 220 反射, 所述折叠镜优选地是可调节的以用于对准配准到光束组合器 34 之后的 UF 光束 6。瞄准光束 202 然后入射到光束组合器 126 上, 在所述光束组合器处瞄准光束 202 与 OCT 光束 114 组合。光束组合器 126 反射瞄准光束 202 并且透射 OCT 光束 114, 这允许在两个波长范围的光束组合功能的有效操作。备选地, 光束组合器 126 的透射和反射功能可以反转并且配置可以反转。在光束组合器 126 之后, 瞄准光束 202 以及 OCT 光束 114 通过光束组合器 34 与 UF 光束 6 组合。

[0053] 用于成像眼睛 68 上或内的目标组织的装置在图 1 中示意性地显示为成像系统 71。成像系统包括用于产生目标组织的图像的照相机 74 和照明光源 86。成像系统 71 收集图像, 所述图像可以由系统控制器 300 使用以提供以预定结构为中心或在预定结构内的图案。用于观察的照明光源 86 通常是宽带的和非相干的。例如, 光源 86 可以包括多个 LED, 如图所示。观察光源 86 的波长优选地在 700nm 至 750nm 的范围内, 但是可以是适合于光束组合器 56 的任何波长, 所述光束组合器组合观察光和用于 UF 光束 6 和瞄准光束 202 的光束路径(光束组合器 56 反射观察波长, 同时透射 OCT 和 UF 波长)。光束组合器 56 可以部分地透射瞄准波长使得瞄准光束 202 可以是观察照相机 74 可见的。在光源 86 前面的可选的偏振元件 84 可以是线性偏振器、四分之一波片、半波片或任何组合, 并且用于优化信号。由近红外波长生成的假色图像是可接受的。在又一个实施例中, 通过使用可见光照明或波长范围和可以增强图像的实际或感觉诊断质量的彩色照相机生成全色图像。使用与 UF 和瞄准光束 6、202 相同的物镜 58 和接触透镜 66 朝着眼睛向下引导来自光源 86 的照明光。从眼睛 68 中的各种结构反射和散射的光由相同透镜 58 和 66 收集并且朝着光束组合器 56 向回引导。

在那里,返回光经由光束组合器和镜 82 向回引导到观察路径中,并且引导到照相机 74。照相机 74 例如可以是、但不限于适当尺寸规格的任何硅基检测器阵列。视频透镜 76 在照相机的检测器阵列上形成图像,同时光学元件 80 和 78 分别提供偏振控制和波长过滤。孔径或虹膜 81 提供成像 NA 的控制并且因此提供焦深和景深的控制。小孔径提供有助于患者对接程序的大景深的优点。备选地,可以切换照明和照相机路径。此外,可以使瞄准光源 200 发出不直接可见、但是可以使用成像系统 71 捕获和显示的红外光。

[0054] 通常需要粗调配准使得当接触透镜 66 与角膜接触时,目标结构处于系统的 X、Y 扫描的捕获范围内。所以当系统接近接触条件(即,患者的眼睛 68 和接触透镜 66 之间的接触)时优选地考虑患者运动的对接程序是优选的。观察系统 71 被配置成使得焦深足够大使得在接触透镜 66 与眼睛 68 接触之前可以看到患者的眼睛 68 和其它突出特征。优选地,运动控制系统 70 被整合到总控制系统 2 中,并且可以移动患者、系统 2 或其元件或两者,从而实现接触透镜 66 和眼睛 68 之间的精确和可靠接触。此外,真空抽吸子系统和法兰可以包含到系统 2 中,并且用于稳定眼睛 68。眼睛 68 经由接触透镜 66 对准到系统 2 可以在监测成像系统 71 的输出的同时实现,并且通过借助于控制电子装置 300 经由 IO 302 电子地分析由成像系统 71 产生的图像手动地或自动地执行。力和 / 或压力传感器反馈也可以用于分辨接触,以及启动真空子系统。

[0055] 在图 2 的备选实施例中显示了备选的光束组合配置。例如,图 1 中的无源光束组合器 34 可以用图 2 中的有源组合器 140 代替。有源光束组合器 34 可以是移动或动态控制元件,例如检流扫描镜,如图所示。有源组合器 140 改变它的角取向以便每次一个地朝着扫描器 50 并且最终朝着眼睛 68 引导 UF 光束 6 或组合瞄准和 OCT 光束 202、114。有源组合技术的优点在于它避免了使用无源光束组合器组合具有类似波长范围或偏振状态的光束的困难。该能力与具有在时间上同时的光束的能力以及由于有源光束组合器 140 的位置公差引起的可能较小准确度和精度相权衡。

[0056] 在图 3 中显示了另一个备选实施例,该实施例类似于图 1 的实施例,但是利用 OCT 100 的替代方法。在图 3 中,OCT 101 与图 1 中的 OCT 100 相同,区别在于参考臂 106 由参考臂 132 代替。通过在透镜 116 之后包括光束分裂器 130 实现该自由空间 OCT 参考臂 132。参考臂 132 然后继续通过偏振控制元件 134 并且然后进入参考返回模块 136。参考返回模块 136 包含适当的分散和路径长度调节和补偿元件并且生成用于与样本信号干涉的适当的参考信号。OCT 101 的样本臂现在产生于光束分裂器 130 之后。该自由空间配置的可能优点包括参考和样本臂的单独偏振控制和维护。OCT 101 的基于光纤的光束分裂器 104 也可以由基于光纤的循环器代替。备选地,相比于参考臂 136,OCT 检测器 128 和光束分裂器 130 可以一起移动。

[0057] 图 4 显示了用于组合 OCT 光束 114 和 UF 光束 6 的另一个备选实施例。在图 4 中,OCT 156(其可以包括 OCT 100 或 101 的配置)被配置成使得在使用光束组合器 152 的 z 扫描 40 之后它的 OCT 光束 154 耦合到 UF 光束 6。以该方式,OCT 光束 154 避免使用 z 调节。这允许 OCT 156 可能更容易地收束成光束并且缩短路径长度以用于更稳定的操作。该 OCT 配置以优化信号返回强度为代价,如关于图 1 所述。存在 OCT 干涉计的配置的许多可能性,包括时域和频域法、单光束和双光束方法、扫频源等,如美国专利 Nos. 5, 748, 898 ;5, 748, 352 ; 5, 459, 570 ;6, 111, 645 ;和 6, 053, 613 中所述。

[0058] 图 5 是具有各种指示结构的眼睛的横截面示意图。这些结构的每一个可以用作引导囊中的激光切口的定位的标志。这些候选标志结构包括角膜 416 的前表面 418、角膜的后表面 420、虹膜 414、晶状体 412、晶状体的后部 410、晶状体的前部 401 以及围绕晶状体的囊的前部分 408。也可以使用这些结构的特征,例如角膜和晶状体的曲率半径、这些表面的相对位置或虹膜的直径。

[0059] 可以直接测量或经由分析确定结构和结构的特征。例如,可以从检测器阵列或视频上的虹膜的图像检测虹膜边界。从该边界和成像系统的适当校准,眼睛尺度中的虹膜直径可以被确定并且用于确定囊的中心位置,如轴线 422 与囊 408 的交界所示。

[0060] 另一个例子是使用扫描 OCT 系统 100 检测角膜的前表面 418。然后可以确定该表面的曲率半径。类似地可以找到角膜的后表面 420 以及晶状体的前表面 401 和后表面 410 的曲率半径。选择通过这些曲率半径的中心的最佳拟合轴线 422 可以被确定并且该轴线用于确定囊切口的位置。备选地并且类似于视频系统, OCT 系统也可以检测虹膜边界位置并且计算切口的中心。该系统的目标是能够检测这些标志或标志的适当特征以便作出导致将切口有效地置于囊 408 中的选定位置的决策。

[0061] 图 6 是简化示意图,显示了对应于系统 2 的切割激光器 4、OCT 100 和视频 71 子系统的光束路径相对于眼睛 68 的关系。UF 光束路径 6、OCT 光束路径 114、视频光束路径 81 和视频照明光束路径 86 理想地覆盖在眼睛中的目标切口位置处或者至少目标切口位置处的路径之间的相对空间关系经由校准、模型、测量或某个其它方法而获知。用作系统和晶状体之间的接口的接触透镜 66 也是已知的。所有四个光束路径接近眼睛内的体积。对于 UF 光束 6,例如经由检流计 52、54 实现侧向运动。UF 光束的焦点的轴向或 z 运动经由检流机构 40 实现。由此在眼睛内的整个体积上三维地扫描 UF 光束的焦点。考虑到大范围生物学差异该扫描体积允许 UF 激光接近并且切割囊。类似地对于 OCT 光束 114;可以使用检流计 52、54 和 40 在整个体积上三维地扫描它的焦点。与图 1 和 2 中一样系统 2 具有在整个体积上扫描 OCT 光束的焦点以增加信噪比的能力。OCT 的焦点也可以轴向固定(即,在 Z 上),与图 4 的 OCT 系统 1 56 中一样。在该情况下,OCT 在 Z 上的操作范围的深度大。在任一情况下,OCT 可以检测结构,该结构包括在整个体积上的接触透镜、角膜、虹膜、晶状体。

[0062] 对于包括视频照明路径 86 和照相机光路径 74 的视频或观察子系统 71,眼睛内的平面的图像被转到检测器阵列,优选 2D 检测器阵列。眼睛体积内的特定平面可以在检测器平面对好焦点。该聚焦能力可以是固定的或可调节的。例如包含虹膜的内径的平面可以对好视频焦点。图像处理然后可以用于确定虹膜的边界。使用适当的校准、建模或其它方法,该图像分析可以转化为眼睛内的虹膜的直径和中心位置。可以借助于视频系统的焦深或通过调节视频系统的焦平面类似地确定在眼睛内的整个体积上的其它平面的其它结构。

[0063] 图 7 是眼睛的正面示意图,描绘了虹膜 414、虹膜边界 404、撕裂切口位置 400 和虹膜的中心 406。图 7 显示了患者的眼睛 68 的图像的示意性表示,该图像可以用成像系统 71 捕获、显示在 GUI 304 上并且由控制电子装置 300 用于图像处理以自动地对准囊 401 上的切口 400。图 8 是在如图 1 中所示的系统 2 的执行中从 GUI 显示器捕获的实际图像帧。图 8 中的眼睛图像在照相机的视野内偏移(即,眼睛的图像不居中)使得可以更容易地看到缘 407。在图 8 中,覆盖在视频图像上的缘 407A、虹膜边界 404A 和虹膜的中心 406A 的分界已经由检测和应用算法由系统生成并且被提供以引导用户。也就是说,在图 8 中这些分界由

系统 2 生成并且这些分界相对于图像的位置已自动化。经由 GUI 呈现的这些分界位置可以由用户经由光标、触摸屏、滑杆或其它用户可访问手段手动地操作, 在开始或作为自动寻找的修改。囊中的撕囊切口位置 400 也可以被确定并且作为分界 400A 呈现给用户。GUI 与用户的相互作用因此可以是双向的: 一方面系统将自动结果呈现给用户供查看; 另一个方面用户操作或输入信息供系统处理。例如, 通过将撕囊的指示位置移动到新位置, 用户能够重新定位撕囊切口的期望位置。在又一个实施例中, 用户能够通过平移表示虹膜的系统检测位置的符号修改虹膜的指示位置。在又一个实施例中其它切割位置(例如白内障切口、松弛切口和 / 或分割切口) 的图形显示可以指示在屏幕上和 / 或由用户重新定位以修改预期治疗位置。

[0064] 确定如图 8 中所示的切口位置 400A 的一种方法的例子是使用 OCT 系统确定虹膜直径。在体积中扫描 OCT 光束从 OCT 信号生成复合 OCT 图像。在图 9 中显示了从 OCT 导出的复合图像的例子。虹膜 414 出现在横截面图的两侧。一般而言, 可以确定虹膜的内径 404B 并且因此确定虹膜的中心 406。OCT 可以用于检测并且显示囊 401 的表面的位置。使用虹膜直径、虹膜的中心和囊表面的位置, 可以确定整个撕囊切口的位置。

[0065] 在又一个实施例中, 通过在已知光照条件下成像眼睛和瞳孔确定撕囊切口的位置。在治疗期间, 然后将图像重叠在眼睛的实时图像上, 并且然后平移、缩放、旋转和 / 或扭曲固定图像和 / 或实时图像以补偿透镜成像系统的失真的差异, 使得两个图像大致重叠。然后能够相对于固定图像中的瞳孔定位撕囊和 / 或任何其它疗法的预期位置。

[0066] 图 17 是虹膜 414 的前表面的图形, 其中乳头区从瞳孔 600 延伸到环状领 610, 并且睫状区从环状领 610 延伸到虹膜的周缘, 在所述周缘处它接合睫状体。更具体地, 虹膜 414 是具有中心孔径(瞳孔 600) 的有色隔膜。虹膜悬浮在角膜和晶状体之间的房水中。附连到睫状体的前表面的虹膜的周边被称为虹膜的睫状缘或睫状根。瞳孔由睫状缘围绕或者在虹膜边界 404 的内部, 如图 7 中所示。虹膜的外径是基本固定的并且尺寸为大约 12mm。瞳孔 600 在直径上在 1mm 至 9.5mm 之间变化, 这取决于许多因素, 包括进入眼睛的光量。一般而言瞳孔决不是固定的并且总是响应括约肌和扩大乳头肌在尺寸上变化。在一部分人口中左右瞳孔在尺寸上略有不同。

[0067] 虹膜的颜色不同, 例如从浅蓝色到深褐色: 该颜色在同一个人的两只眼睛之间可能不同并且在相同虹膜的不同部分中可能不同。虹膜的前表面被分成中心乳头区和周边睫状区。分界线由位于离睫状缘大约 2mm 处的圆形脊(环状领 610) 形成。环状领可以形成波浪线。虹膜的前表面没有上皮并且具有天鹅绒外观。它显示了由封闭卵形隐窝 620 (也被称为 Fuch' s 隐窝) 的小梁或结缔组织带导致的一系列放射条痕。小梁在环状领的区域中是最显著的。

[0068] 靠近睫状区的外部分的是许多同心沟, 它们当瞳孔扩张时变得更深。它们一般看上去像黑线并且被称为收缩沟 630, 并且当瞳孔扩张时由虹膜的折叠导致。在睫状缘处, 有色后上皮在前面围绕瞳孔的边缘延伸一小段距离。上皮具有放射褶, 该放射褶赋予它的边界钝锯齿状外观, 有时被称为环皱 640。虹膜的任何或所有这些特征可以在已知条件(例如已知环境照明) 下用作基准以标记将由系统用于定位撕囊切口的虹膜的位置。这些特征包括颜色、颜色变化、隐窝、环状领、环皱、沟、收缩沟、小梁、放射条痕、结缔组织带以及任何其它可分辨特征。全部被认为是解剖基准。

[0069] 可以使用离线系统或系统的(一个或多个)成像子系统记录这些基准。在除了在预处理或治疗条件下由系统强加的条件以外的条件下利用眼睛的前部分的生理图像的能力允许使用关于自然条件下的眼睛的信息进行撕囊切口的定位引导。由这样的方法提供的优点是避免由于系统或程序所强加的条件引起的眼睛的对准偏移和扭曲。这些偏移和扭曲可以是瞳孔扩张、环境光条件、患者用药和头部取向(例如旋转、扭转)的结果;并且由治疗和预处理照明条件、引起扩张的药物、局部或全身麻醉和患者身体取向引起。基准可以由系统使用以通过利用许多变换(包括平移、缩放、旋转、倾斜和其它图像扭曲)将自然状态图像叠加到治疗(或预处理)图像上。使用 OCT 系统定位瞳孔的中心和整个囊切口的更详细自动方法概括如下。如上所述, OCT 系统产生人眼的前段的三维图像或图。

[0070] 该图像信息由任何空间低通滤波器(例如有限核平均、中值滤波等)处理以减小眼睛中的结构的假性检测。最后产生的滤波图像进行阈值处理以便将图像转换成二进制图像。备选地,原始图像首先进行阈值处理以将它转换成二进制图像,并且然后用空间低通中值滤波器或任何其它滤波器进行滤波。

[0071] 考虑最后产生的二进制图像中的每个 A 扫描(指定 XY 位置的 Z 上的 OCT 像素的线、序列或列)。此外,考虑 A 扫描包括在相同 XY 位置进行的若干 A 扫描的级联,其中不同的深度用于产生 A 扫描。由于 A 扫描相对于光学系统配准,并且由于眼睛相对于光学系统定位在一定范围内,因此能够具有 z 位置(深度)的先验范围,眼睛的各种特征将位于该先验范围内(考虑到人口中的眼睛结构的几何形状的生理变化的已知范围)。如果待检测的特征或结构在该特征的支撑结构之上(例如角膜的前表面),则二进制图像的体积或 A 扫描中的像素的每个范围内的第一非零像素(最负 Z 位置像素)被当成该表面的边缘像素。备选地,如果待检测的期望表面在该特征的支撑结构之下(例如角膜的后表面),则最后非零像素(最正 Z 位置像素)被当成边缘像素。在又一个实施例中,在以上两种情况的每一个中,如果像素是第一非零像素并且后续 n 个像素(例如 n=9)也为非零,则该像素被认为是边缘像素。在任何情况下,它的 XYZ 位置被记录,因此图像被还原成 XYZ 三元组的集合(即,该集合中的每个点具有 X 坐标、Y 坐标和 Z 坐标),每个表示三维 OCT 图像中的边缘像素的位置。

[0072] 这些 XYZ 三元组可以拟合到球面或者任何其它这样的数学表面。我们将在以下非限定性例子中使用球面拟合。每个 XYZ 三元组可以表示前晶状体或晶状体囊上的有效“像素”;或者每个“像素”可以表示 OCT 系统中的系统或随机噪声源。所以为了减小该不确定性,XYZ 三元组使用迭代鲁棒最小二乘法拟合到球面。执行迭代,其中初始使用经典最小二乘法将眼睛的中心部分拟合到球面(在一个实施例中包括相对于 XYZ 三元组的 XY 方向上的扫描半径的中心 15%)。任何公知的鲁棒最小二乘(LS)法可以用于根据每个边缘像素与最后产生的拟合的接近性加权边缘,例如双平方、最小修剪平方、M 估计、MM 估计、S 估计。重复鲁棒 LS 法直到鲁棒 LS 拟合解收敛。最后,加入来自正在识别的特征或结构的更多边缘(在一个实施例中,附加 5% 的边缘像素),并且重复鲁棒拟合算法。重复加入附加边缘像素并且执行附加鲁棒 LS 拟合的步骤直到所有 XYZ 三元组已包括在拟合中。在所有拟合完成之后,在前表面的情况下,具有位置在球面外部的很小权重(在一个实施例中,零权重)并且具有比球面的表面上的所有点更负的 Z 分量的 XYZ 三元组可以被认为虹膜集合的成员,而具有较大权重(在一个实施例中,非零权重)的边缘像素可以被认为瞳孔集合的成员。在一个实施例中,瞳孔和非瞳孔像素之间的区分由三个或以上相邻非瞳孔像素所在的位置限

定。以该方式,OCT 系统可以三维地确定瞳孔的位置,允许 UF 治疗系统安排治疗(即,切口),同时避开非瞳孔(虹膜)位置。

[0073] 以上概念可以扩展到包括其它表面、特征或结构的识别。定义为从角膜至巩膜的过渡区或角膜巩膜接合部的缘可以在角膜前部的拟合期间被识别:群集在中心拟合区域的外部并且最接近中心区域的异常值可以被认为在角膜和巩膜之间的过渡区域中。类似地,如果球面拟合在眼睛的(缘之上的巩膜的)眼球上,则群集在眼睛的眼球的中心的异常值可以被认为是非眼球族的成员,并且眼球和中心族之间的边界可以被定义为缘。当拟合角膜后部时,前房角(在此处虹膜接合巩膜突)可以被识别为角膜后部的球面拟合中的周边异常值。该信息可以用于引导囊切口和/或角膜切口(例如白内障器械、穿刺以及散光松弛或校正切口)的放置。以该方式我们也可以定位由相邻结构的交界限定的边界;例如由前角膜和巩膜的接合部确定的缘、由晶状体和虹膜的接合部确定的瞳孔、由后角膜和虹膜的接合部确定的缘。

[0074] 一般而言,使用其它因素(例如预期 IOL 的直径)预先确定撕囊切口直径。但是该预先确定的撕囊直径可以针对如先前所述自动寻找的虹膜直径进行检查。切口可以通过不通过方式继续或者相对于自动寻找的虹膜边界执行期望缩放裕量。来自 OCT 的三维信息优于二维(例如 XY)系统,该二维系统必须通过假设虹膜的标称深度或从另一个成像模式导出虹膜的深度而近似第三维度(例如 Z)。

[0075] 一般而言在实践中,整个撕囊切口不限于 Z 上的单平面或单层。切口可以被描述为具有圆柱形(挤出圆或椭圆)而不是平面圆形。如图 9 中所示,整个切口限定具有 Z 位置 417 和深度厚度 419 的体积。切口在 Z 上有一定范围,即,深度厚度 419,以便在整个切割程序期间考虑目标囊切口位置的深度的变化。这些变化可以产生于囊的倾斜、囊的偏心、结构的运动以及 UF、OCT 和视频系统的公差。切割囊的过程包括步进在深度上的量 419 以保证囊由 UF 光束所生成的切割机构(例如等离子)交叉。OCT 生成侧向(XY)和深度(Z)信息(三维)。使用具有大约 100nm 波长带宽的普通 OCT 配置,Z 信息的分辨率可以在 10um 的水平。来自 OCT 的高分辨率深度信息允许最小化切口的深度厚度 419。这又减小切割处理时间。来自 OCT 的较高分辨率三维信息优于二维系统。二维系统必须通过假设虹膜的标称深度、囊的深度、囊的倾斜、囊的偏心和囊的曲率半径或者从其它测量模式导出这些和类似量以大裕量近似第三维度 Z。来自 OCT 的三维信息可以用于将期望撕囊的二维圆形路径投影到表示晶状体的前表面的球面的表面上以便产生用于切割撕囊的三维路径。

[0076] 系统也提供例如由术前 AC OCT、超声或任何其它这样的诊断试验采集的、与患者解剖结构相关的诊断信息的用户输入,所述诊断试验提供关于患者的中心晶状体厚度、晶状体曲率、前房深度、角膜厚度等的信息。系统可以使用这些值作为预期值和/或替换或增加它自身的 3D 信息的采集。作为非限定性例子,当利用术前获得的前房深度和中心晶状体厚度时该信息可以用于晶状体和/或囊图案深度设置。该信息允许系统增加它自身的内部成像结果和/或检验它们。例如,通过已知患者的前房深度并且确定他们的角膜的位置,系统可以限制撕切开图案的轴向范围。类似地,输入晶状体厚度允许系统计划晶状体超声粉碎图案轴向范围。将前房深度加入晶状体厚度进一步允许系统确定图案深度放置。将与晶状体表面曲率或它们的保守估计(例如对于晶状体前表面半径为 8mm 并且对于晶状体后表面半径为 5.5mm)组合可以用于完全限定图案和它的放置。当然,图案的轴向(深度)范围

将需要大的前和后表面安全裕量。一体化成像将提供改善的结果。然而,在成像数据不足以用于更自动特征检测的情况下上述技术可以提供应急。

[0077] 尽管在拟合晶状体的前表面的背景下教导了迭代鲁棒最小二乘球面拟合的以上描述,但是它也可以用于确定以下结构的每一个的最佳拟合球面:角膜前部、角膜后部和晶状体后部。在这三个附加结构的情况下,使用权重确定虹膜位置可能是不适用的。换句话说,OCT可以用于检测除了与虹膜相关的以外的结构或特征以用于引导切割激光的定位。不同于使用虹膜的中心定心切口,晶状体的轴线可以用作定心的引导。可以通过使用OCT检测晶状体的前和后表面、计算靠近这些表面的顶点的曲率半径、然后连接这些半径的中心以建立轴线而确定晶状体的轴线。该轴线与囊的表面的交界然后可以被选择作为囊切开(或撕囊)切口的中心。类似地角膜的表面可以用于确定该轴线或者可以使用通过2个以上表面的半径的中心的最佳拟合匹配。也可以不同地选择撕囊切口的直径。切口的直径可以是虹膜直径的简单比率。切口也可以具有在XY方向上的非圆形状。它可以例如沿着虹膜直径的轮廓。

[0078] 备选地,可以使用视频系统确定撕囊切口400的位置。可以使用例如图8中所示的视频图像寻找诸如虹膜的特征。例如,有定位虹膜414的中心406的许多图像处理办法,例如:Canny、Laplacian和/或Sobel边缘检测方案、自适应阈值处理和后续形态解释(包括二进制确定)。可以由一维或二维图像滤波技术减小感测系统中的噪声,例如高斯(Gaussian)开窗、Bartlett开窗或简单移动平均开窗。具体地,使用视频图像的例子如下。我们将瞳孔定义为虹膜边界404的内部的区域。用于确定瞳孔的中心的方法包括对虹膜边界404执行边缘检测并且将圆、椭圆或其它闭合曲线拟合到瞳孔和虹膜之间的边界;将像素分割成瞳孔和非瞳孔像素,并且寻找瞳孔的形心,然后最大化可以拟合在瞳孔的内部的圆和/或椭圆;将像素再次分割成瞳孔和非瞳孔像素,寻找瞳孔的形心,然后交替地a)最大化可以拟合在瞳孔的内部的圆和/或椭圆,并且b)在与相对于圆/椭圆的中心最近的非瞳孔像素的方向相反的方向上移动圆的中心。重复该迭代过程直到不能进行圆或椭圆尺寸的进一步改善。一旦找到虹膜边界和中心,可以继续囊切割过程。切口直径可以由IOL要求预先确定并且针对相对于通过视频信息的边缘检测的图像处理确定的虹膜直径的拟合进行检查。类似地对于切口的中心;可以使用由先前所述的视频图像的处理确定的虹膜边界的中心确定它。如图9中所示,切口的绝对深度位置417和深度厚度419可以由视频系统的焦深或视频系统的主动聚焦或由基于使虹膜与囊相关的统计解剖数据的推测进行确定。可以使用这些技术增加深度厚度419以解决更大的预期变化范围。更大的深度厚度可以导致切割时间的更长持续时间。

[0079] 患者常常具有偏心瞳孔,并且在视频图像中可以清楚识别的缘407也被认为是分辨囊401的几何中心的手段。囊401由小带(未显示)保持就位,小带连接到在缘407正下方的睫状器(未显示)。然而,当虹膜414大范围扩张时,它在标称上与缘407同心,因此产生等价测度。包括切口直径、切口的中心、深度417和深度厚度419的如图10中所述的撕囊切口的方面可以使用通过缘识别导出的视频信息获得。

[0080] 在又一个实施例中,OCT和视频系统都可以用于引导囊切割。例如,可以通过同时考虑OCT和视频系统数据以确定像素或眼睛位置是瞳孔像素还是非瞳孔像素而确定瞳孔的中心。对于将被视为在瞳孔内的位置,可能需要两个系统单独地分辨该结论。备选地,如

果至少一个系统得出该结论则位置可以在瞳孔内。在任一情况下,考虑来自两个系统的信息。

[0081] 必须配准成像系统和 UF 光束 6。成像系统可以是视频系统、OCT 系统 100 或两者的组合。因此,必须实现系统 2 的空间校准以精确地放置切口。这可以以各种方式实现。图 10 是指示具有目标表面 510 的校准透镜 505 的光学示意图。校准透镜 505 由已知折射率、厚度 515 和光功率的材料制造。

[0082] 它用作眼睛的代替物或替代物。厚度、材料和形状被选择成使得在目标位置 510 处的尺度和眼睛中的尺度之间有已知关系。表面 510 可以包括具有已知校准尺度的分划板或掩模。经由光学设计代码(例如 Zemax、OSLO 和 CODE V)的光学计算可以用于进一步细化校准透镜和分划板尺度相对于眼睛之间的关系。可以包括在该细化中的因素包括校准透镜 505 的指数、厚度、形状和预期眼睛光学因素,例如角膜厚度、角膜指数、角膜表面半径、房水指数、房水厚度以及晶状体指数、晶状体厚度和晶状体表面半径。

[0083] 使用该分划板,像素可以映射到眼睛尺度,与视频情况中一样,并且被扫描 OCT 信号可以与眼睛尺度相关,与 OCT 情况中一样。图 11 是使用视频系统看到的分划板图像的例子。在该情况下分划板是具有已知直径的圆 520 的铬掩蔽玻璃表面。在图 11 的图像中圆以毫米标记。然后将视频像素校准到分划板毫米。图像毫米可以与眼睛中的指定平面处的等价眼睛尺度相关。可以经由光学建模帮助该关系。在图 12 中给出了使视频像素与眼睛尺度相关的曲线的例子。类似地可以在分划板表面 510 上校准 UF 光束,与图 10 中一样。视频和 UF 光束的眼睛空间中的远心性允许如图 12 中的校准曲线有效地应用于眼睛内的整个切割体积。

[0084] 图 13 是将成像系统配准到 UF 光束的校准技术的另一个例子。在图 13 中,目标表面由材料 530(例如聚酯薄膜的薄片)制造,其可以被标记 535 或者由聚焦 UF 光束烧灼。一旦标记,OCT 可以检测标记位置。OCT 由此配准到 UF 光束。

[0085] 另外如果使用如图 13 中的视频系统观察该标记材料,则视频像素可以配准到 UF 和因此 OCT 光束位置。可以通过使用如关于图 11 中使用的校准目标所述的校准技术和如图 12 中的校准曲线获得与实际眼睛尺度的联系。使用可以由 UF 光束标记、由 OCT 和视频系统读取并且校准到实际眼睛尺度的目标材料不仅产生如图 12 中的曲线斜率所示的缩放信息,而且产生 UF 光束标记图案相对于成像(视频和 OCT)系统的定心和旋转。来自这样的校准技术的校准信息的完整集合在图 13 的表中给出。

[0086] 图 14 是用于将切割激光器、OCT 和视频图像配准到眼睛中的实际尺度的包括像素缩放、中心位置和旋转的关键校准因素的表。将有用于切割激光器和用于 OCT 的一组值,但是理想地 OCT 和切割激光器重叠使得仅仅一组是必要的,如图 14 中所示。

[0087] 图 15 是眼睛的横截面示意图,显示了倾斜撕囊切口平面。它显示了倾斜晶状体并且理想地囊的切口将跟随该倾斜。在这里图 1 的 OCT 系统 100 用于通过检测晶状体 412 的表面 408 和 410 分辨囊 401。OCT 系统可以通过寻找连接前和后晶状体表面的曲率的中心的轴线 424 检测该倾斜。可以相对于由虹膜的中心限定并且与系统的光轴重合的轴线 422 看到该轴线 424 的倾斜。类似地,也可以使用 OCT 系统 100 解决系统 2 和眼睛 68 之间的失配。相比于可以具有较大焦深并且因此难以区分倾斜分量的视频系统,OCT 系统通常在检测眼睛和系统之间的相对倾斜信息方面是出色的。



[0088] 图 16 显示了视网膜图像的示意性表示。视网膜结构(例如小凹或中心凹)的包括允许关于它指定的视轴线的更好定心。为此,可调节焦点系统可以置于成像系统 71 中以允许成像虹膜和视网膜。虹膜和视网膜的图像之间的焦点偏移将描述眼睛的长度,并且这还可以用于计算晶状体中心或其它点(例如晶状体的光学基点)和视网膜配准特征之间的角以及囊 401 上的切口 400 的偏移。可以通过使用类似于图 1 的描述中的 z 调节 40 的校准 z 调节实现这样的调节。此外,增加成像系统 71 中的孔径 81 的直径将减小它的焦深,并且因此更好地定位眼结构(例如视网膜 426 和虹膜 402)的实际位置。再次地,图像处理然后可以定位瞳孔 404(或虹膜 402 或缘 407)内的中心 406 和小凹 430 内的中心 428,配准它们并且因此分辨眼睛的视轴线。这然后可以代替中心线 422 用作撕囊定心的轴线。类似地,为了这样的确定可以使 OCT 系统分辨虹膜和视网膜结构。固定灯也可以用于帮助所述视网膜/眼对准。

[0089] 尽管晶状体 412 的厚度(3-5mm)和几何轴线和视轴线之间的角差异(3-7°)的典型值仅仅产生 ~600  $\mu\text{m}$  的中心 406 的最差位移,但是它完全在本发明的精度内,如本文中所述。此外,成像系统 71 的近红外光的使用通过提供否则可能由于光学不透明白内障的存在而更加衰减的增强返回信号而简化检测。

[0090] 系统也可以为用户提供使用上述拟合中的任何一种放置激光产生的切口的选择。例如,视频系统可以显示覆盖有缘、几何和视觉定心结果的患者的眼睛的正面图像。用户然后可以基于关于视频图像的它的外观选择方法。类似地,系统可以显示供用户选择的角膜切口的(一个或多个)预期位置。

[0091] 图 18 显示了用于测量生理瞳孔的装置的实施例,该装置响应变化的照明条件。由照明源提供的光量可以由漫射器漫射以提供入射在试验中的患者的眼睛上的更均匀的光分布。光束分裂器经由光电探测器提供照明光的水平的主动反馈,同时使用照相机成像眼睛的虹膜。所有这些电子元件可以经由 I/O 端口连接到 CPU。该配置提供很灵活的仪器以根据照明水平测量瞳孔尺寸、形状和形心。因而,它可以被校准以在对应于典型环境照明条件的范围上调节照明水平,所述环境照明条件是不同的,从黑夜到阳光明媚的白天,通过典型的 800 勒克斯的办公室环境。也可以使照明源提供光的变化光谱分量以增加测量。可以使照明强度的变化率以适应生理瞳孔反应的一定速度改变以便精确地捕获瞳孔反应,如图 19 中示意性地所示。可以使包含瞳孔尺寸(图 20)和形心位置(图 21)与照明水平的比较的数据提供最佳地定位囊切开切口的侧向或横向位置所必需的信息。在示例性图中,由标记 a-h 标识的水平对应于实际情况,例如晨光等。线 1 连接数据 c-f,该照明水平被视为适合于试验中的患者。瞳孔反应可能具有一定的滞后量,如图 20 和 21 中所示。因此,线 1 的中心点(点 P)用于限定该环境光水平的中值囊切开切口中心位置。本发明也将捕获扩张瞳孔的图像以用于术中配准,如上面详细地所述。

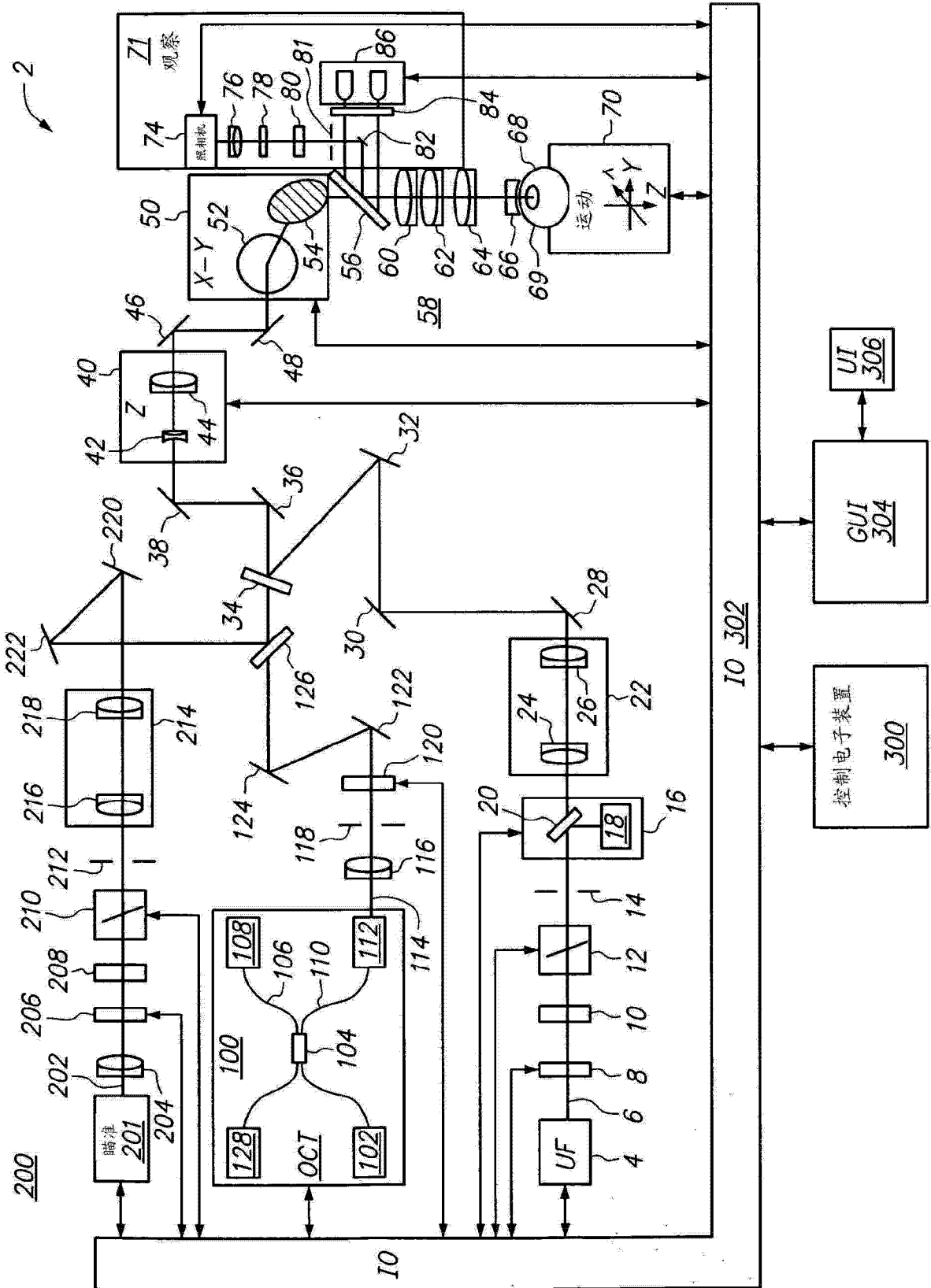


图 1

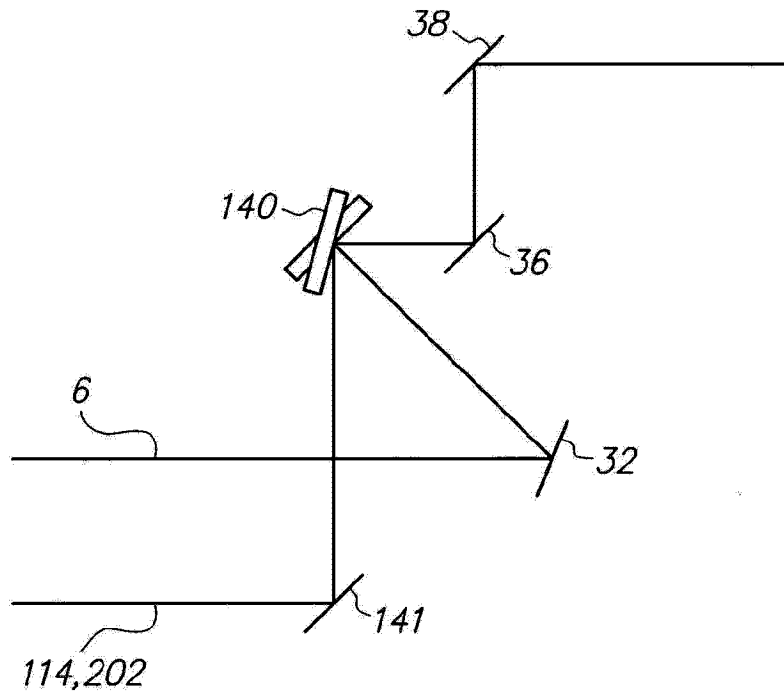


图 2

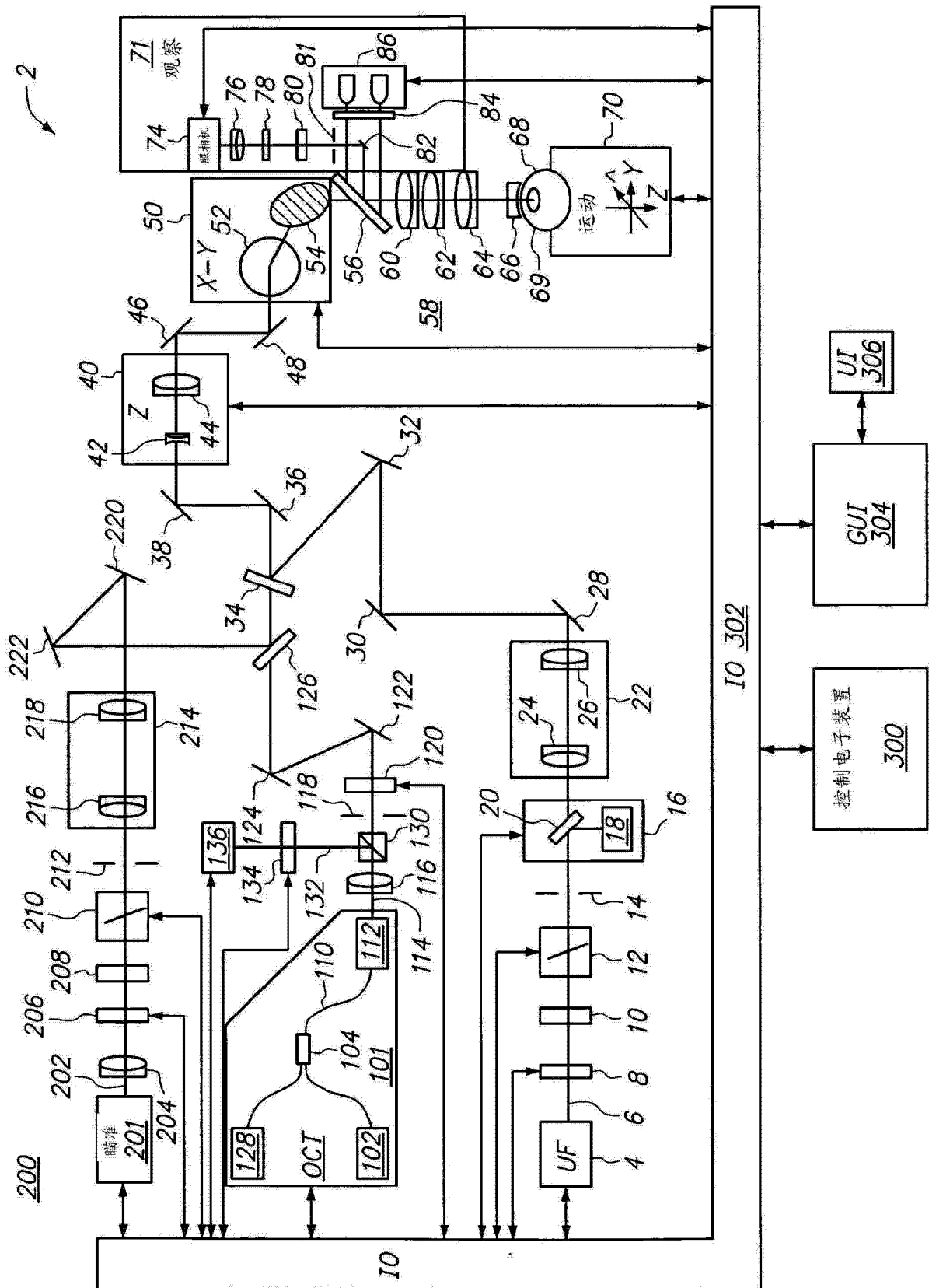


图 3

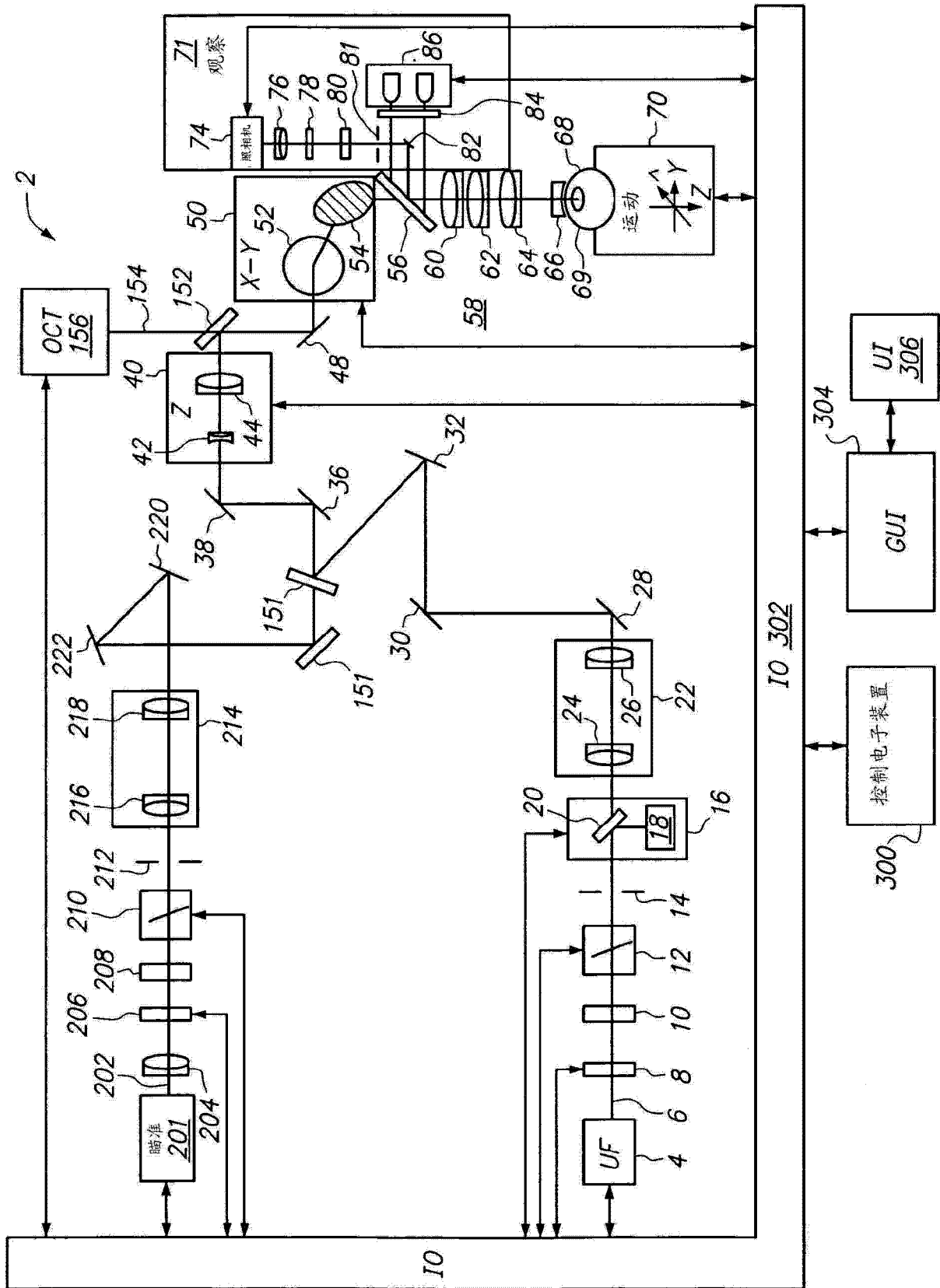


图 4

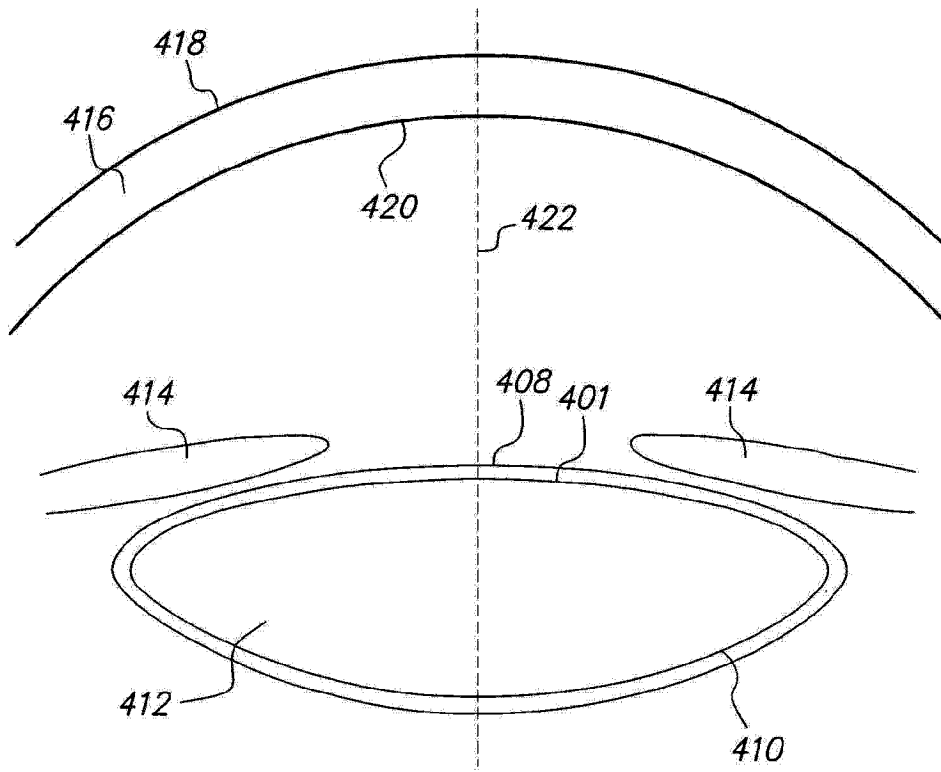


图 5

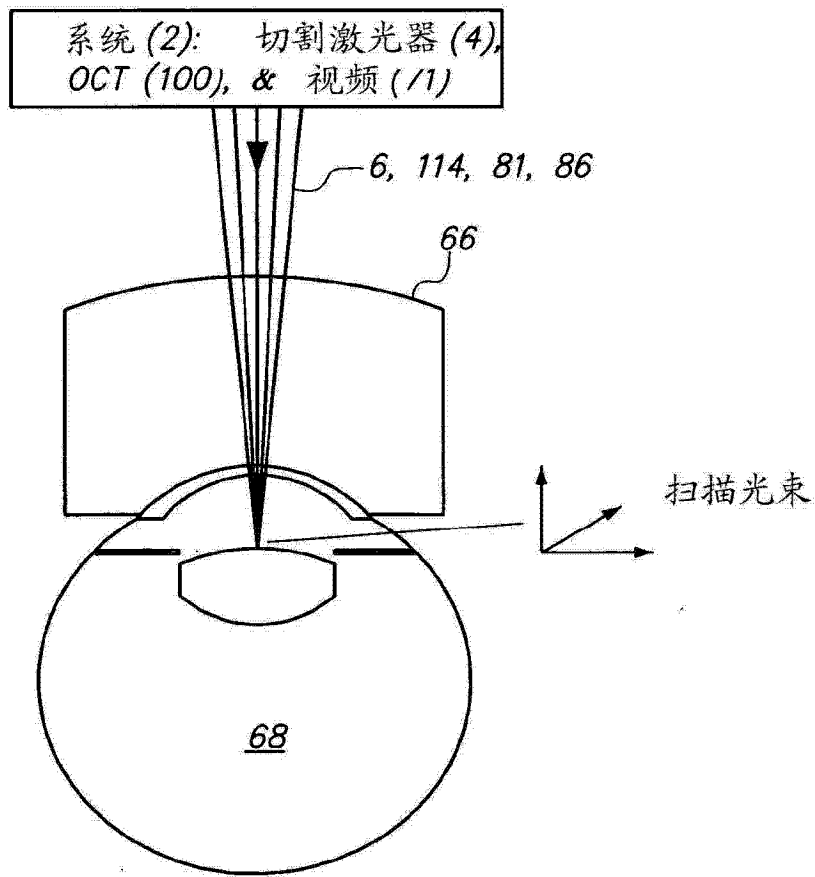


图 6

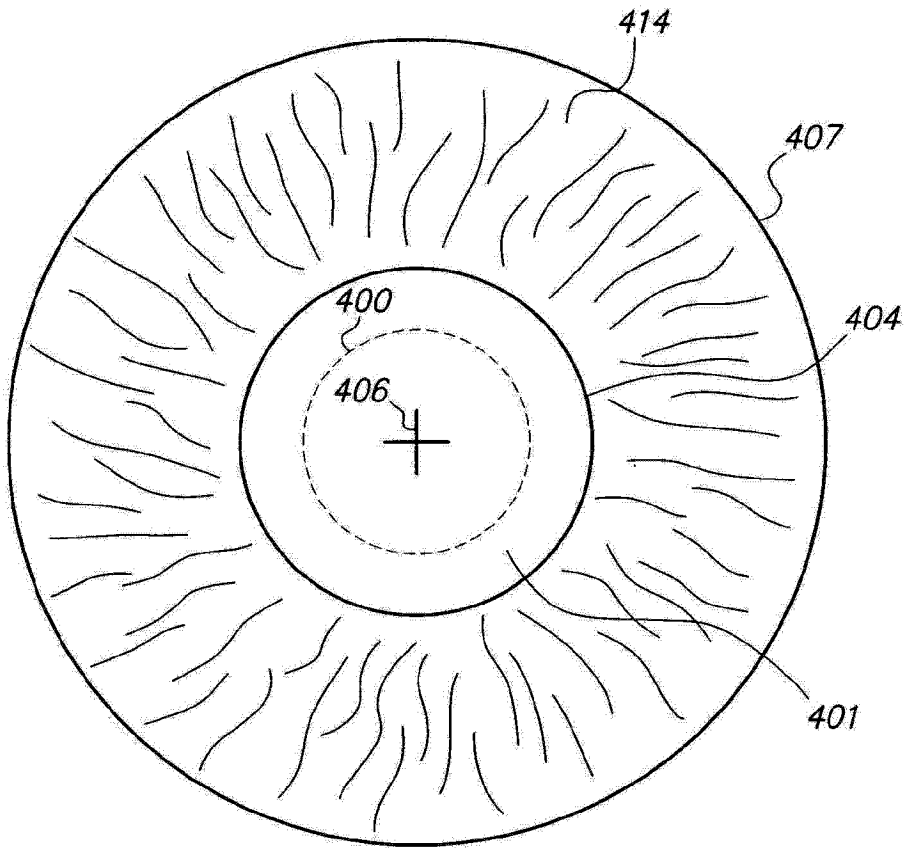


图 7

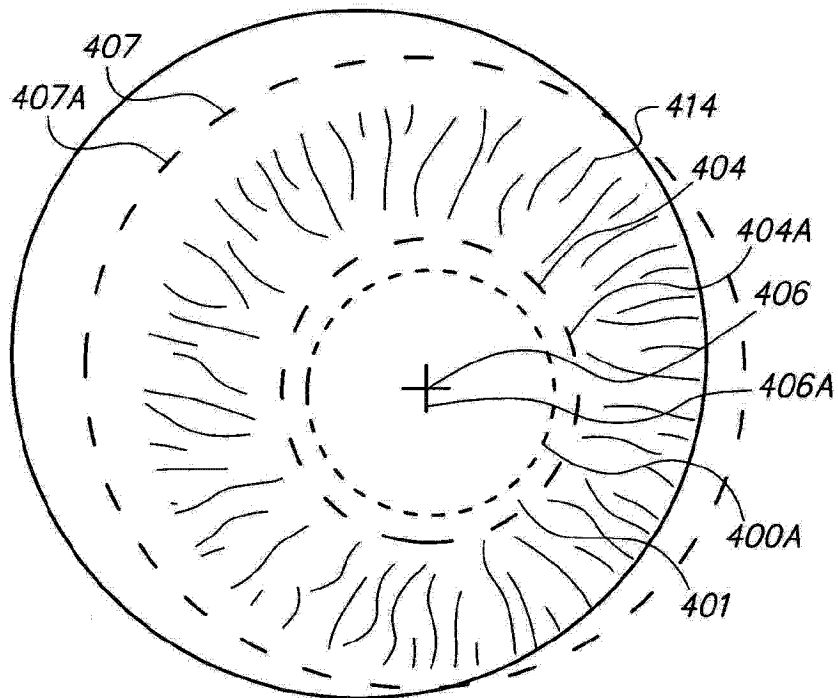


图 8



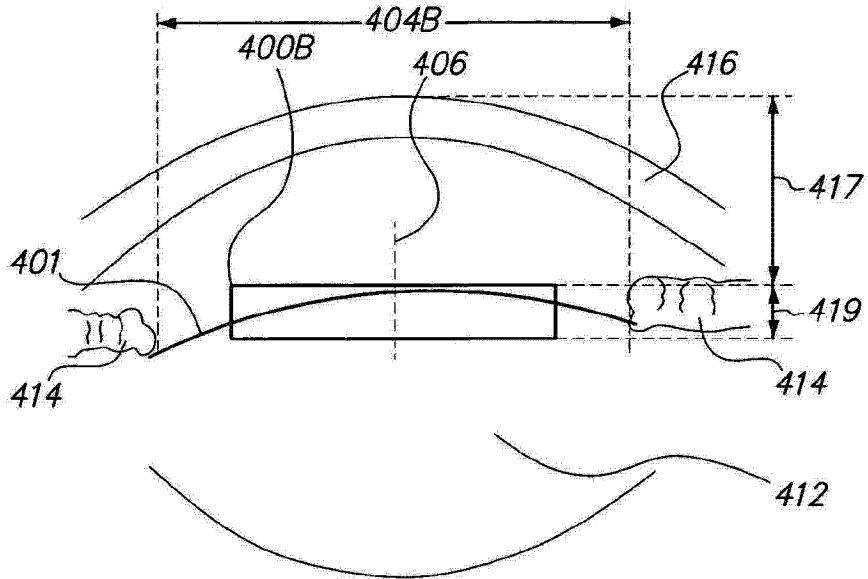


图 9

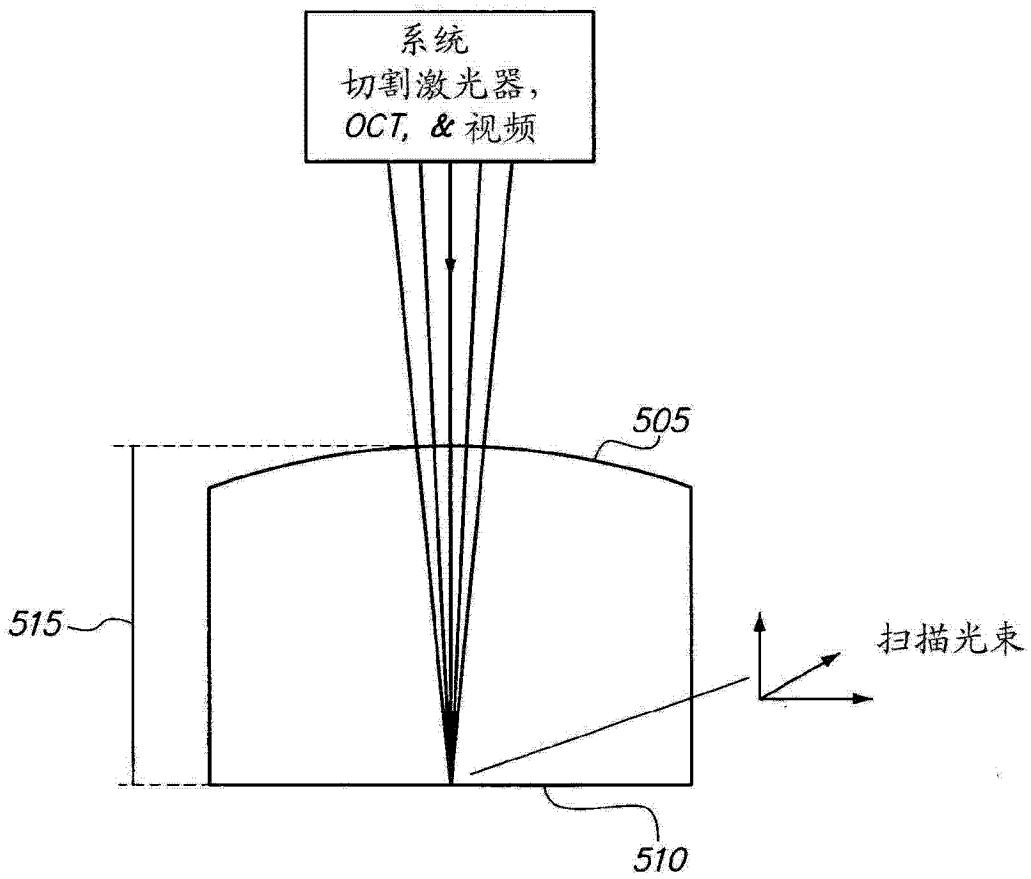


图 10

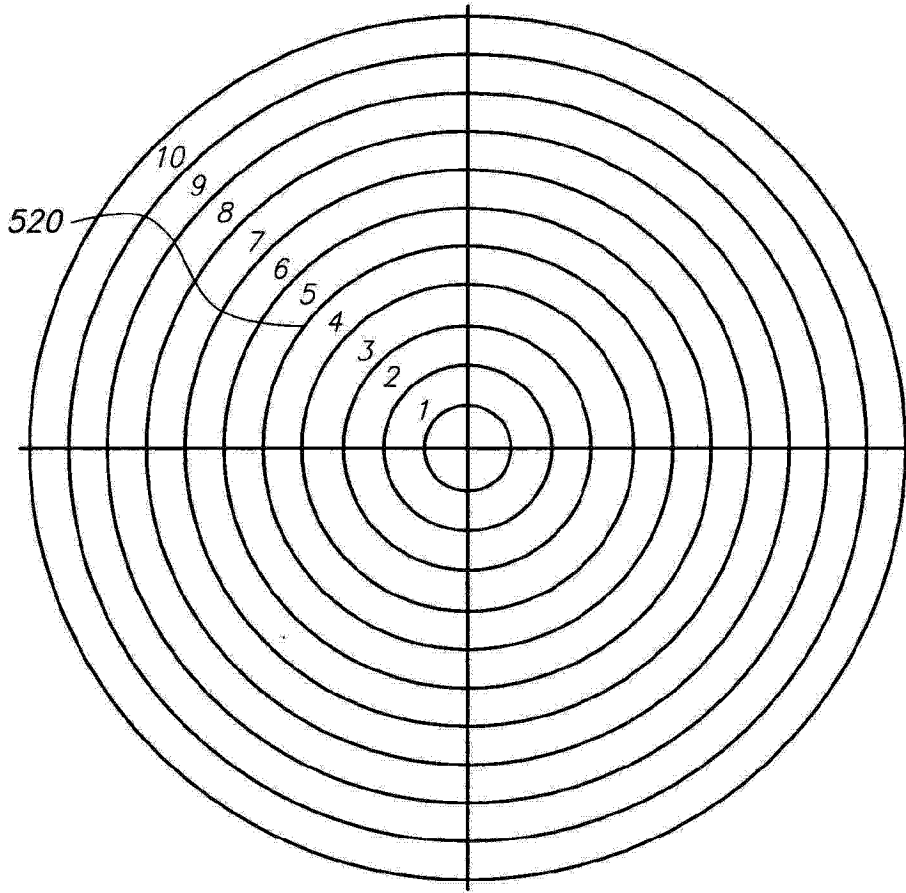


图 11

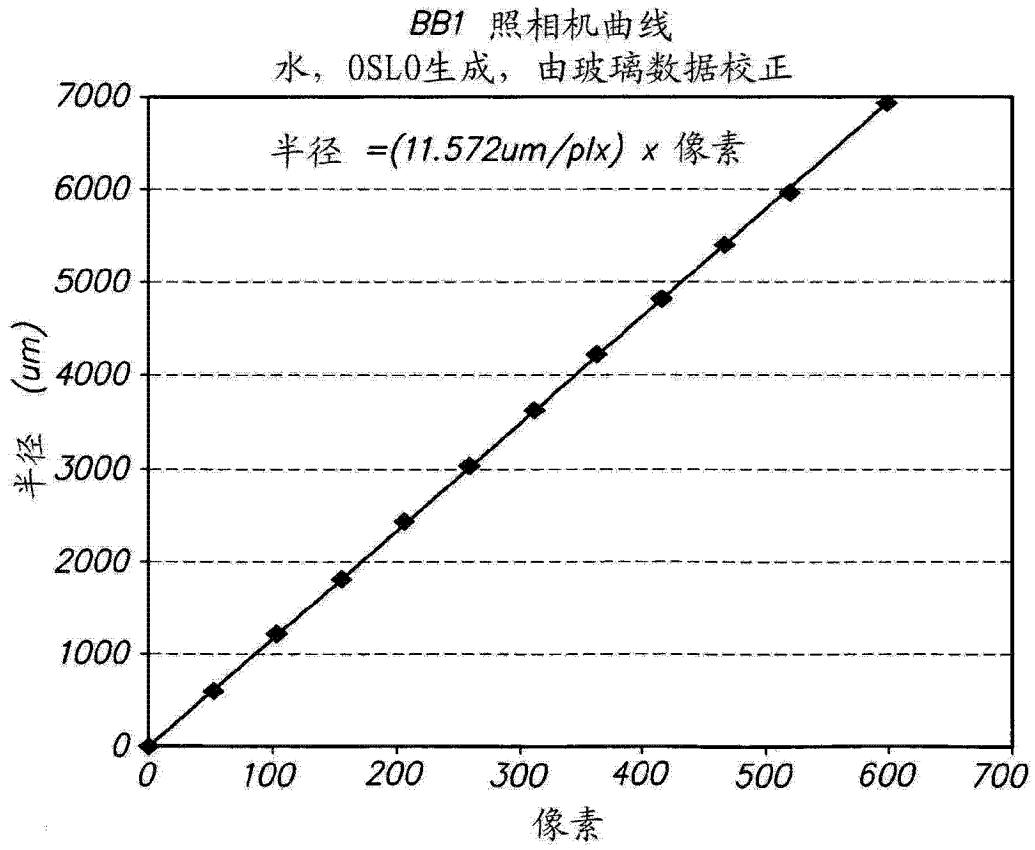


图 12

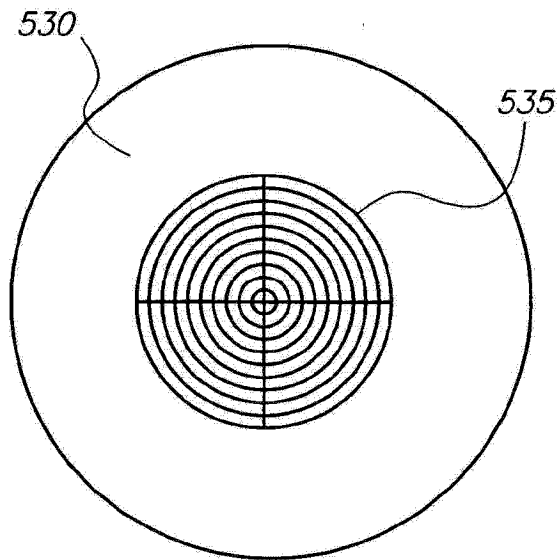


图 13

BB1上的照相机的概览		
缩放 :	11.572	um/像素 (水)
UF光束的中心 X	514	像素
Y	525	像素
UF截面的旋转	0.673	deg CW

图 14

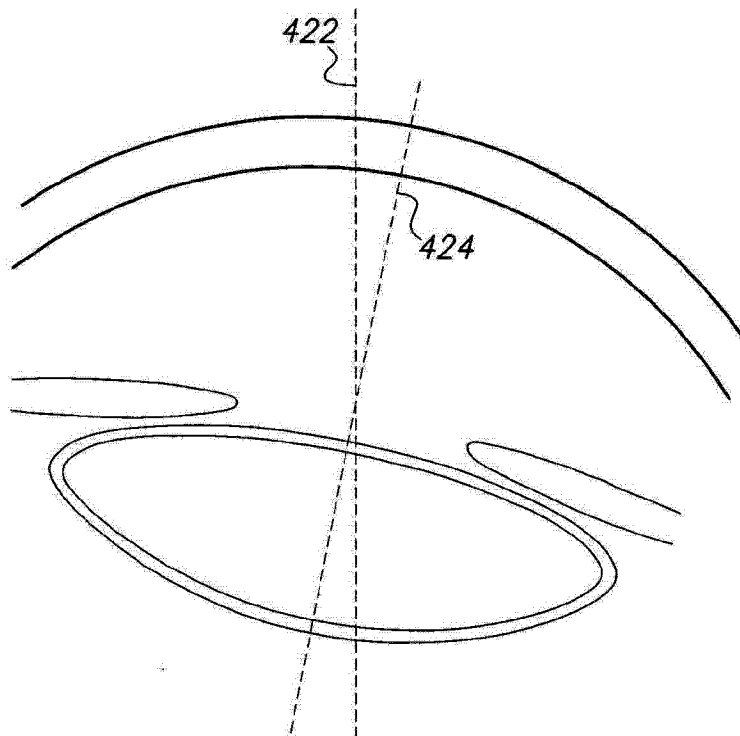


图 15

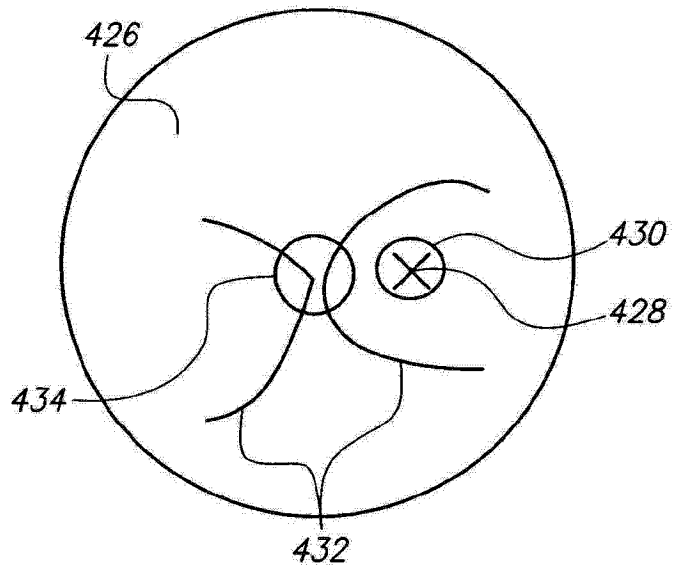


图 16

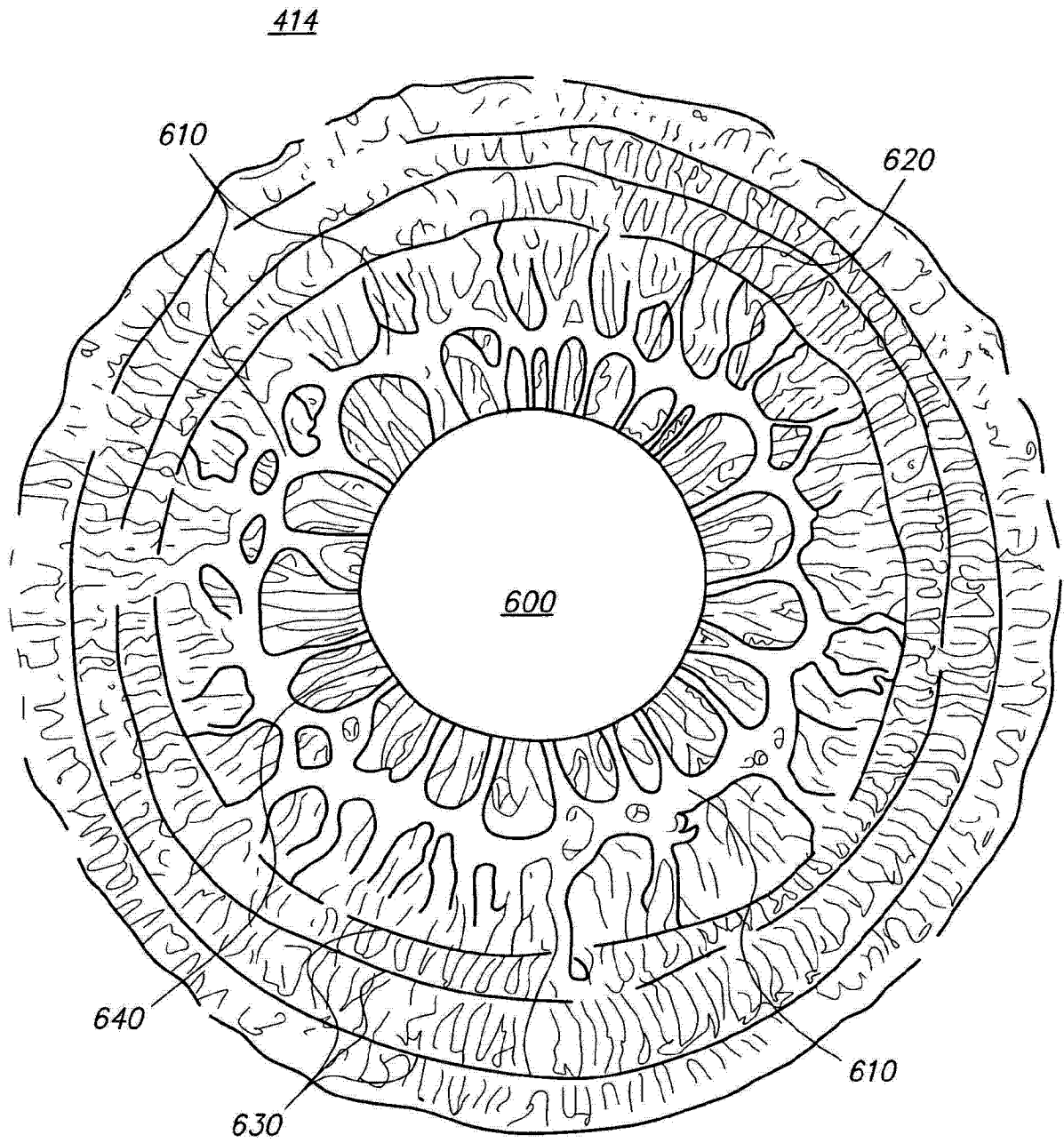


图 17

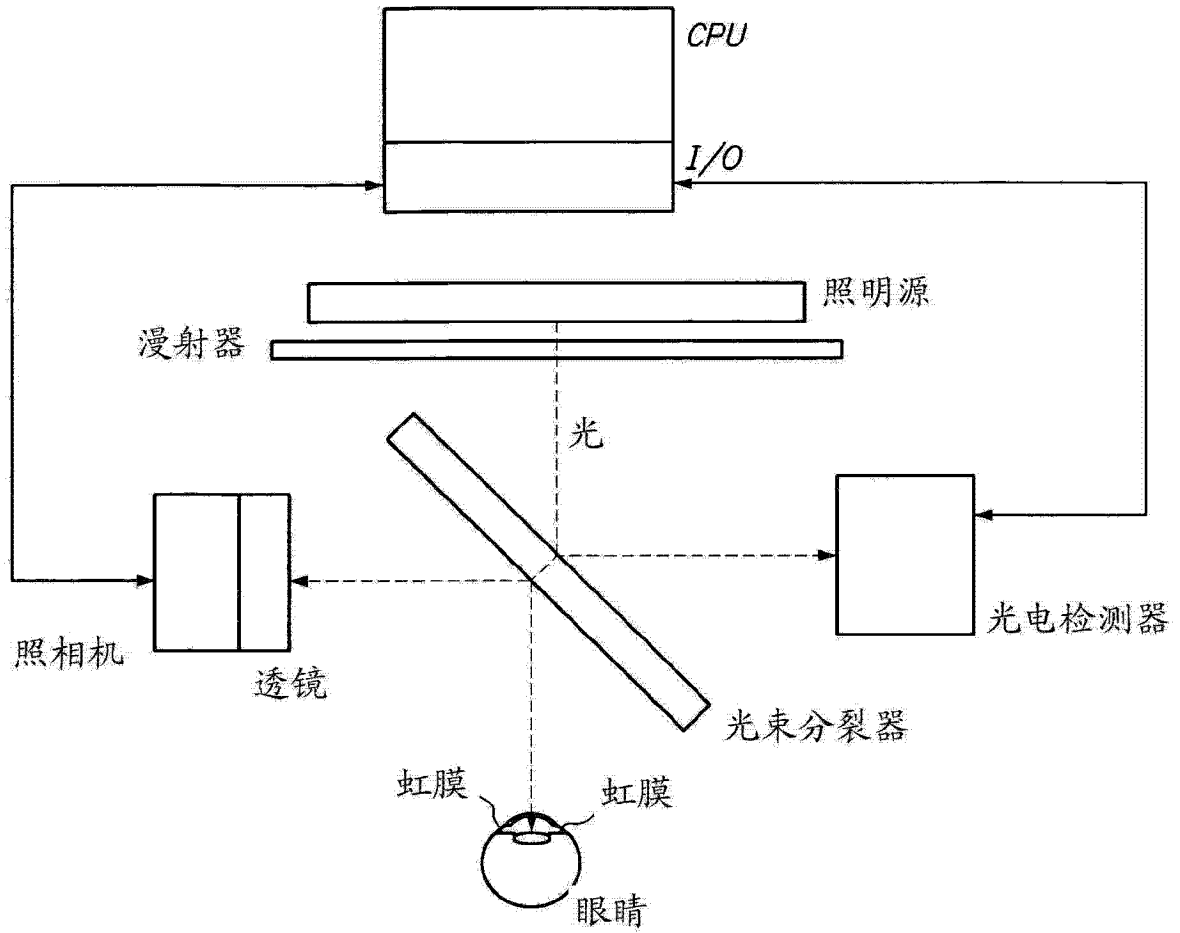


图 18

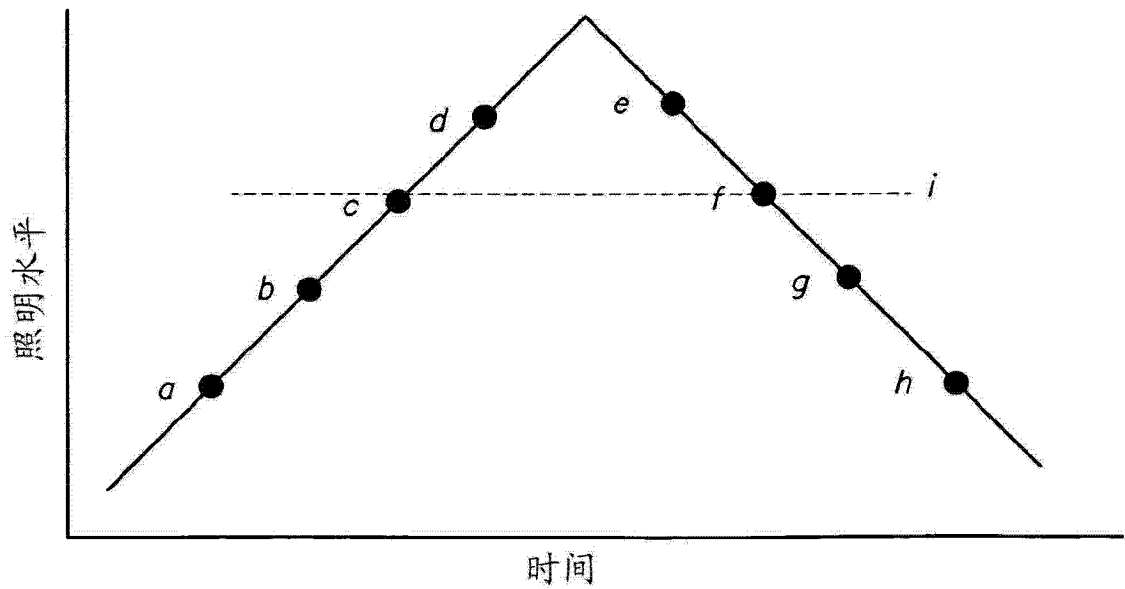


图 19

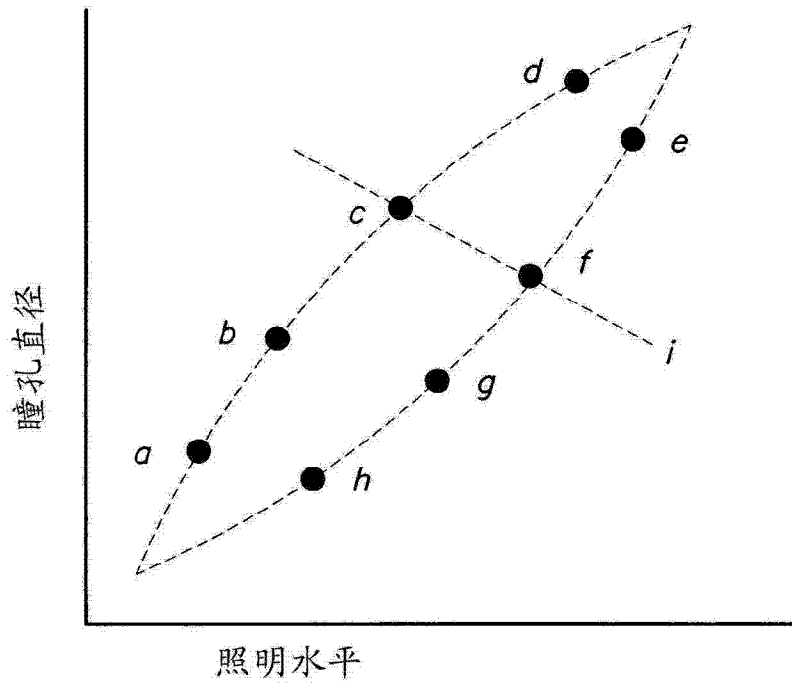


图 20

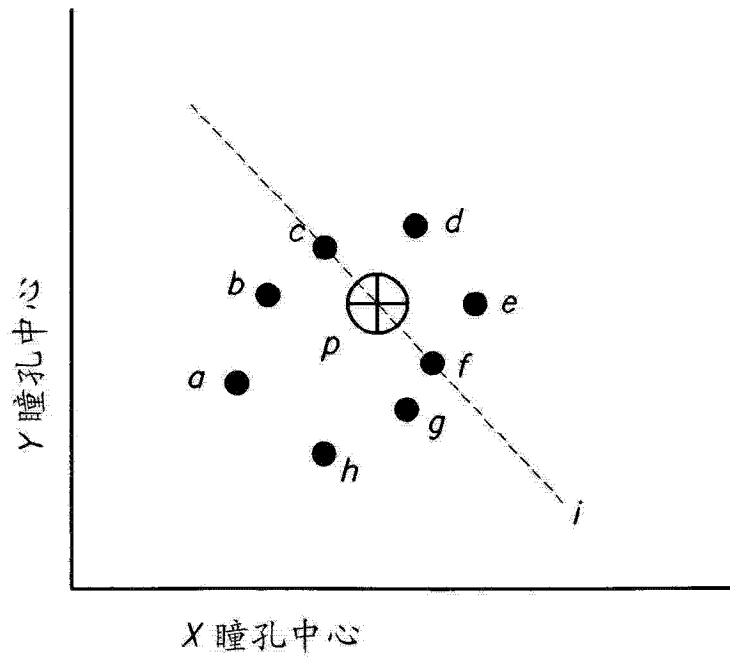


图 21