



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108348327 B

(45) 授权公告日 2021.10.01

(21) 申请号 201680064319.8

专利权人 科罗拉多大学董事会法人团体

(22) 申请日 2016.11.03

(72) 发明人 马利克·Y·卡霍克

(65) 同一申请的已公布的文献号

格伦·萨斯曼

申请公布号 CN 108348327 A

鲁道夫·F·扎克尔

(43) 申请公布日 2018.07.31

保罗·J·麦克莱恩 哈维·尤伊

(30) 优先权数据

凯瑞·索罗门 罗伯特·西奥尼

62/250,780 2015.11.04 US

(74) 专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务

62/256,579 2015.11.17 US

所(普通合伙) 31239

62/318,272 2016.04.05 US

代理人 侯聪

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int.CI.

2018.05.03

A61F 2/16 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/US2016/060350 2016.11.03

US 2010/0204787 A1, 2010.08.12

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2014/0172089 A1, 2014.06.19

W02017/079449 EN 2017.05.11

CN 102215781 A, 2011.10.12

(73) 专利权人 克拉维斯塔医疗有限公司

US 2005/0015144 A1, 2005.01.20

地址 美国加利福尼亚州

审查员 纪徐源

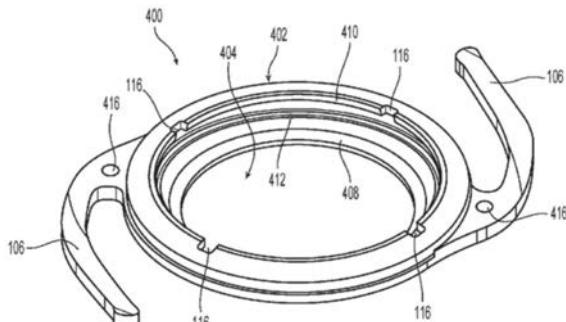
权利要求书3页 说明书13页 附图18页

(54) 发明名称

模块化人工晶状体设计、工具和方法

(57) 摘要

模块化IOL系统包括基部和晶状体，其中所述晶状体包括用于连接到所述基部的突片。所述模块化IOL允许在手术中或手术后在将所述基部留在原处的同时调整或更换所述晶状体。



1. 一种模块化人工晶状体系统,包括:

基部,所述基部包括环形圈,所述环形圈包括:

上边缘,所述上边缘围绕前部开口,其中所述上边缘具有前表面和后表面,

下边缘,所述下边缘围绕后部开口,其中所述下边缘具有前表面和后表面,并且其中所述下边缘的所述前表面的水平部分平行于所述下边缘的所述后表面的水平部分延伸,

壁,所述壁在所述上边缘和所述下边缘之间延伸,其中所述壁具有径向内表面,并且其中所述上边缘和所述下边缘中的至少一个的环形部分相对于所述壁倾斜,

通道,所述通道从所述前部开口延伸通过所述基部到所述后部开口,以及

凹部,所述凹部围绕所述通道,其中所述凹部由水平前表面、所述壁的所述径向内表面和水平后表面界定,所述水平前表面位于所述上边缘的所述后表面,所述水平后表面位于所述下边缘的所述前表面;以及

晶状体,所述晶状体构造用于插入所述基部中和从所述基部移除,所述晶状体包括:

光学器件,和

至少一个突片,所述突片从所述光学器件突出,其中当所述晶状体插入所述基部中时,所述突片由所述基部的所述凹部接收,并且所述光学器件延伸穿过所述基部的所述通道。

2. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述上边缘的厚度随着所述上边缘接近所述前部开口而减小。

3. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述上边缘的环形部分相对于所述壁倾斜。

4. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述上边缘的所述前表面的张开部分相对于所述壁倾斜。

5. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述上边缘的所述后表面相对于所述壁倾斜。

6. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述上边缘的所述前表面的张开部分和所述后表面相对于所述壁具有不同的斜率。

7. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述基部具有中心纵向轴线,并且其中所述下边缘的所述前表面和所述后表面中的每一个包括垂直于所述壁延伸的部分。

8. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述下边缘的所述前表面和所述后表面中的每一个包括相对于所述壁倾斜的部分。

9. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中沿前后方向测量的所述基部的高度为1.01mm。

10. 如权利要求1所述的模块化人工晶状体系统,其中所述基部的直径为7.78mm。

11. 一种模块化人工晶状体系统,包括:

基部,所述基部包括环形圈,所述环形圈包括:

上边缘,所述上边缘围绕前部开口,

下边缘,所述下边缘围绕后部开口,

壁,所述壁在所述上边缘和所述下边缘之间延伸,

通道,所述通道从所述前部开口延伸通过所述基部到所述后部开口,以及

凹部,所述凹部围绕所述通道,其中所述凹部由所述上边缘、所述下边缘和所述壁的表

面界定；以及

晶状体，所述晶状体构造用于插入所述基部中和从所述基部移除，所述晶状体包括：
光学器件，和

突片，所述突片从所述光学器件突出，其中当所述晶状体插入所述基部中时，所述突片由所述基部的所述凹部接收，并且所述光学器件延伸穿过所述基部的所述通道。

12. 如权利要求11所述的模块化人工晶状体系统，其中所述突片为第一突片，其中所述晶状体还包括从所述光学器件突出的第二突片，并且其中所述第一突片比所述第二突片更硬。

13. 如权利要求12所述的模块化人工晶状体系统，其中所述光学器件具有光轴，并且其中所述第一突片关于这样的平面不对称，所述平面将所述第二突片平分并且包含所述光轴。

14. 如权利要求12所述的模块化人工晶状体系统，其中所述第一突片关于这样的平面不对称，所述平面将所述光学器件和所述第二突片平分。

15. 如权利要求12所述的模块化人工晶状体系统，其中所述晶状体还包括延伸通过其的孔，并且其中所述孔位于所述第一突片与所述光学器件相交的位置。

16. 如权利要求12所述的模块化人工晶状体系统，其中所述第二突片包括：

径向内部部分，所述径向内部部分从所述光学器件的周边突出；和

径向外部部分，其中所述径向外部部分从所述径向内部部分径向向外突出，并且其中所述径向外部部分包括一个以上的柔性臂。

17. 如权利要求16所述的模块化人工晶状体系统，其中所述晶状体还包括延伸通过所述径向内部部分的孔。

18. 一种模块化人工晶状体系统，包括：

基部，所述基部包括环形圈，所述环形圈包括：

上边缘，所述上边缘围绕前部开口，其中所述上边缘具有前部端部，

下边缘，所述下边缘围绕后部开口，其中所述下边缘具有后部端部，

壁，所述壁在所述上边缘和所述下边缘之间延伸，其中所述壁包括径向内表面，并且其中沿前后方向测量的所述基部在所述上边缘的前表面和所述下边缘的后表面的距离与所述基部的直径之间的比率在0.11和0.14之间，

通道，所述通道从所述前部开口延伸通过所述基部到所述后部开口，以及

凹部，所述凹部围绕所述通道，其中所述凹部由以下(a)和(b)的表面限定：

(a) 所述上边缘和所述下边缘，和

(b) 所述壁的所述径向内表面；以及

晶状体，所述晶状体构造用于插入所述基部中和从所述基部移除，所述晶状体包括：

光学器件，和

至少一个突片，所述突片从所述光学器件突出，其中当所述晶状体插入所述基部中时，所述突片由所述基部的所述凹部接收，并且所述光学器件延伸穿过所述基部的所述通道。

19. 如权利要求18所述的模块化人工晶状体系统，其中沿所述前后方向测量的所述基部的高为1.01mm，并且其中所述基部的所述直径为7.78mm。

20. 如权利要求18所述的模块化人工晶状体系统，其中所述上边缘和所述下边缘中的

每一个相对于所述壁倾斜。

21. 一种模块化人工晶状体系统,包括:

环形基部,所述环形基部包括:

中纬线平面,

第一端部部段,所述第一端部部段围绕第一端部开口,其中所述第一端部部段包括:

(a) 第一表面,其中所述第一表面相对于所述中纬线平面成第一角度,和

(b) 与所述第一表面相对的第二表面,其中所述第二表面相对于所述中纬线平面成第二角度,并且其中所述第一角度和所述第二角度不同,

第二端部部段,所述第二端部部段围绕第二端部开口,

壁,所述壁在所述第一端部部段和所述第二端部部段之间延伸,其中所述第一端部部段和所述第二端部部段中的至少一个的环形部分相对于所述壁倾斜,

通道,所述通道从所述第一端部开口延伸通过所述环形基部到所述第二端部开口,以及

凹部,所述凹部围绕所述通道,其中所述凹部由所述第一端部部段、所述第二端部部段和所述壁的表面界定;以及

晶状体,所述晶状体构造用于插入所述环形基部中和从所述环形基部移除,所述晶状体包括:

光学器件,和

至少一个突片,所述突片从所述光学器件突出,其中当所述晶状体插入所述环形基部中时,所述突片由所述环形基部的所述凹部接收,并且所述光学器件延伸穿过所述环形基部的所述通道。

22. 如权利要求21所述的模块化人工晶状体系统,其中所述第二角度大于所述第一角度。

23. 如权利要求21所述的模块化人工晶状体系统,其中沿着所述环形基部的中心纵向轴线的方向测量的所述第一端部部段的厚度随着所述第一端部部段接近所述第一端部开口而减小。

24. 如权利要求21所述的模块化人工晶状体系统,其中所述第一端部部段和所述第二端部部段中的每一个的环形部分相对于所述壁倾斜。

模块化人工晶状体设计、工具和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据35 U.S.C. §119 (e) 要求2016年4月5日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国临时专利申请号62/318,272、2015年11月17日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国临时专利申请号62/256,579和2015年11月4日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国临时专利申请号62/250,780优先权权益,这些专利各自通过援引并入本文。本申请涉及2016年7月25日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国专利申请号15/218,658,其涉及标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国专利申请号15/150,360,现为美国专利号9,421,088,其涉及2015年8月17日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国专利申请号14/828,083,现为美国专利号9,364,316,其根据35U.S.C. §119 (e) 要求2015年1月30日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国临时专利申请号62/110,241的优先权权益,这些专利各自通过援引并入本文。本申请还涉及2015年1月30日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国专利申请号14/610,360,其根据35U.S.C. §119 (e) 要求2014年2月18日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS, TOOLS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计、工具和方法]的美国临时专利申请号61/941,167的优先权权益,这些专利各自通过援引并入本文。本申请还涉及2016年2月26日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS&METHODS”[模块化人工晶状体设计和方法]的美国专利申请号15/054,915,其涉及2013年8月16日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS&METHODS”[模块化人工晶状体设计和方法]的美国专利申请号13/969,115,现为美国专利号9,289,287,其根据35U.S.C. §119 (e) 要求2013年6月3日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计和方法]的美国临时专利申请号61/830,491的优先权权益,这些专利各自通过援引并入本文。本申请还涉及2016年7月8日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS AND METHODS”的美国专利申请号15/176,582,其涉及2015年7月24日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计和方法]的美国专利申请号14/808,022,现为美国专利号9,387,069,其涉及2013年7月9日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS AND METHODS”[模块化人工晶状体设计和方法]的美国专利申请号13/937,761,现为美国专利号9,125,736,其涉及2013年1月23日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS&METHODS”[模块化人工晶状体设计和方法]的美国专利申请号13/748,207,现为美国专利号9,095,424,其根据35U.S.C. §119 (e) 要求2012年1月24日提交的标题为“LASER ETCHING OF IN

SITU INTRAOCULAR LENS AND SUCCESSIVE SECONDARY LENS IMPLANTATION”[原位人工晶状体的激光蚀刻及晶状体的后续二次植入]的美国临时专利申请号61/589,981和2012年7月30日提交的标题为“MODULAR INTRAOCULAR LENS DESIGNS&METHODS”[模块化人工晶状体设计和方法]的美国临时专利申请号61/677,213的优先权权益,这些专利各自通过援引并入本文。

技术领域

[0003] 本披露总体涉及人工晶状体(IOL)。更具体地讲,本披露涉及模块化IOL设计、方法和相关工具的实施例。

背景技术

[0004] 人眼通过使光透过被称为角膜的透明外部部分并借助晶状体将图像聚焦到视网膜上来起到提供视力的作用。所聚焦的图像的质量取决于很多因素,这些因素包括眼睛的大小和形状以及角膜和晶状体的透明度。

[0005] 当年龄或疾病导致晶状体变得不太透明(例如浑浊)时,由于能够透射到视网膜的光线减弱,视力会变差。眼睛晶状体的这种缺陷在医学上被称为白内障。对于这种状况所接受的治疗是从囊袋手术取出晶状体,并将人造晶状体(IOL)置于囊袋中。在美国,大多数白内障晶状体通过被称为超声乳化术的手术技术取出。在此过程中,在囊袋的前侧形成开口(撕囊术),并将细细的超声乳化割尖插入患病晶状体中并超声振动。振动的割尖使晶状体液化或乳化,使得晶状体可以被从囊袋中被吸出。患病晶状体一旦被取出,就用IOL代替。

[0006] 在白内障手术植入IOL后,光学结果可能不太理想,或者可能随着时间的推移需要进行调整。例如,在手术后不久,可能会确定屈光矫正是错误的,导致有时被称为“屈光意外”的现象。并且,例如,在手术之后很长时间,可能会确定患者需要或期望不同的矫正,例如更强的屈光矫正、散光矫正或多焦矫正。

[0007] 在每一种这样的情况下,外科医生可能不愿尝试从囊袋中取出不太理想的IOL并用新的IOL替换。一般而言,操纵囊袋以取出IOL会存在对囊袋造成损伤的风险,包括后囊破裂。随着囊袋在IOL周围塌陷并且组织的向内生长包围了IOL的襻(haptics),这种风险随着时间的推移而增大。因此,希望能够矫正或修改光学结果而不需要移除IOL或操纵囊袋。

[0008] 因此,仍然需要一种IOL系统和方法,所述系统和方法允许使用可以附接到基础晶状体或主晶状体的晶状体来矫正或修改光学结果而无需操纵囊袋。

发明内容

[0009] 本披露内容的实施例提供了包括眼内基部和光学部件的模块化IOL系统,眼内基部和光学部件在组合时形成模块化IOL。一般而言,该模块化IOL允许在手术中或手术后在将基部留在原处的同时调整或更换晶状体。

[0010] 在一个实施例中,模块化IOL系统包括环形基部,该环形基部具有两个径向向外延伸的襻。基部限定中心孔和内部周边,径向向内开放的凹部围绕内部周边。模块化IOL系统还包括具有光学体的晶状体,该晶状体具有从光学体径向向外延伸的第一突片和第二突片。基部和晶状体可以组装在一起,晶状体的第一突片和第二突片安置在基部的凹部中。第

一突片可以是可致动的弹簧，而第二突片可以是不可致动的延伸部。第一突片可能需要径向压缩才能将晶状体与基部组装在一起。第一突片可以包括一对悬臂弹簧，每个悬臂弹簧的一端附接光学体，另一端自由。

[0011] 还披露了递送和/或组装模块化IOL系统的各种技术。这些技术可以应用于未在本文具体描述的模块化IOL实施例。

[0012] 根据本披露内容的实施例的模块化IOL系统、工具和方法可以应用于多种IOL类型，包括固定单焦点、多焦点、环曲面、调节型及其组合。此外，根据本披露内容的实施例的模块化IOL系统、工具和方法可以用于治疗例如白内障，近视睛、远视睛和散光眼中的大光学误差，晶状体异位，无晶状体，假晶状体和核硬化。

[0013] 在以下详细描述和附图中描述了本披露内容的实施例的各种其他方面。

附图说明

[0014] 附图示出了本披露内容的示例实施例。附图不一定按比例绘制，可以包括编号相同的类似元件，并且可以包括尺寸(以毫米为单位)和角度(以度为单位)，它们作为实例，而不一定进行限制。在附图中：

- [0015] 图1是以截面示出的人眼的示意图；
- [0016] 图2是根据本披露内容的模块化IOL的基部的透视图；
- [0017] 图3是根据本披露内容的模块化IOL的晶状体的透视图；
- [0018] 图4A-4D是替代性基部的各种视图；
- [0019] 图5A-5E是替代性晶状体的各种视图；
- [0020] 图6A-6D是替代性晶状体的各种迭代的顶视图；
- [0021] 图7是根据本披露内容的针孔晶状体的透视图；
- [0022] 图8A-8D是根据本披露内容的替代性针孔部件的各种视图；
- [0023] 图9是根据本披露内容的具有药物递送能力的基部的顶视图；
- [0024] 图10A-10C是根据本披露内容的具有药物递送能力的替代性基部的各种视图；
- [0025] 图11是示出了使用模块化IOL的示例过程的流程图；
- [0026] 图12A-12E示出了用于植入模块化IOL的示例性技术；
- [0027] 图13A和图13B示出了根据本披露内容的与模块化IOL一起使用的探针的实施例；以及
- [0028] 图14A和图14B示出了根据本披露内容的与模块化IOL一起使用的钳子的实施例。

具体实施方式

[0029] 参考图1，以截面示出了人眼10。眼睛10被描述为针对多种目的对光起反应的器官。作为有意识的感觉器官，眼睛产生视觉。视网膜24中的视杆细胞和视锥细胞产生有意识的光知觉和视觉，包括颜色区分和深度知觉。此外，人眼在视网膜24中的非成像光敏神经节细胞接收光信号，这些光信号影响瞳孔大小的调整、荷尔蒙褪黑激素的调节和抑制以及生物钟的周期变化。

[0030] 眼睛10不是严格的球体；而是融合的两件式单元。弯曲更大的、称为角膜12的较小的前部单元与称为巩膜14的较大单元相连。角膜段12的半径通常为约8mm(0.3英寸)。巩膜

14构成其余的六分之五；其半径通常为约12mm。角膜12和巩膜14通过称为角膜缘的环连接。由于角膜12透明，可以看到虹膜16、眼睛的颜色及其黑色中心、瞳孔，而不是角膜12。为了看到眼睛10内部，需要检眼镜，因为光线不会被反射出去。包括黄斑28的眼底（与瞳孔相对的区域）示出了特征性苍白的视盘（乳突），进入眼睛的血管从中穿过，而视神经纤维18离开眼球。

[0031] 因此，眼睛10由三层包覆三个透明结构的膜构成。最外层由角膜12和巩膜14组成。中间层由脉络膜20、睫状体22和虹膜16组成。最内层是视网膜24，视网膜从脉络膜20的血管以及可在检眼镜内看到的视网膜血管进行循环。在这些膜内包含房水、玻璃体26和柔性晶状体30。房水是包含在以下两个区域中的透明流体：角膜12和虹膜16与晶状体30的暴露区域之间的前房；以及虹膜16与晶状体30之间的后房。晶状体30通过由细的透明纤维构成的睫状悬韧带32（秦氏小带）悬挂到睫状体22上。玻璃体26是比房水大得多的透明胶状体。

[0032] 晶状体30是眼睛中的透明双凸结构，它与角膜12一起帮助折射光，以使光聚焦在视网膜24上。晶状体30通过改变其形状而起到改变眼睛焦距的作用，使得眼睛可以聚焦在各种距离的物体上，从而允许在视网膜24上形成感兴趣的物体的清晰的真实图像。晶状体30的这种调整被称为调节，并且类似于照相机通过其透镜的移动进行调焦。

[0033] 晶状体有三个主要部分：晶状体囊、晶状体上皮和晶状体纤维。晶状体囊形成晶状体的最外层，而晶状体纤维形成晶状体的内部的大部分。位于晶状体囊与晶状体纤维最外层之间的晶状体上皮细胞主要存在于晶状体的前侧上，但向后延伸至刚好中纬线之外。

[0034] 晶状体囊是完全包围晶状体的光滑、透明的基膜。所述囊是有弹性的，并由胶原蛋白组成。胶原蛋白由晶状体上皮细胞合成，并且其主要成分是IV型胶原蛋白和硫酸化糖胺聚糖（GAG）。所述囊非常有弹性，因此当不处于将晶状体囊连接到睫状体22的小带纤维的张力下时，使晶状体呈现更似球体的形状。囊的厚度在约2-28微米之间变化，在中纬线附近最厚，靠近后极最薄。晶状体囊的前部曲率大于晶状体的后部曲率。

[0035] 可以用IOL治疗晶状体30的各种疾病和病症。作为实例，而不一定进行限制，根据本披露内容的实施例的模块化IOL可以用于治疗白内障，近视眼、远视眼和散光眼中的大光学误差，晶状体异位，无晶状体，假晶状体和核硬化。然而，为了描述的目的，参考白内障来描述本披露内容的模块化IOL实施例。

[0036] 以下详细描述说明了包括主要和次要眼内部件（即被构造为可释放地接纳眼内光学器件的眼内基部）的模块化IOL系统的各种实施例。参考任何一个实施例描述的特征可以应用于其他实施例并且可以并入其他实施例中。

[0037] 参考图2和图3，基部100和晶状体200在组装好时形成模块化IOL的实施例。随后对基部100和晶状体200进行一般性描述，在美国专利申请号14/828,083中提供进一步详细描述，该专利特此通过援引整体并入本文。

[0038] 具体参考图2，模块化IOL的基部100部分包括限定中心孔104的环形圈102。一对襟106从环形圈102径向外延伸。环形圈102包括下边缘108、上边缘110和面向内的侧壁，以限定面向内的凹部112，晶状体200可以插入到该凹部中以形成模块化IOL。

[0039] 基部100的下边缘108可以包括一个或多个通气切口114，这些切口帮助在手术中去除粘弹性物。上边缘110可以包括一个或多个凹口116，以便在手术中为探针（例如Sinskey钩）提供通路，这使得更容易地操纵基部100。基部100可以包括围绕环形圈102

的周边延伸的外边缘118,以帮助减少在晶状体200上的细胞增殖。

[0040] 具体参考图3,模块化IOL的晶状体200包括光学部分202和一个或多个突片204和206。如图所示,突片204是固定的,而突片206可以被致动。固定突片204可以包括通孔208,使得探针450(例如Sinskey钩)或类似装置可以用于接合孔208并操纵突片204。可致动突片206可在用于递送到基部100的孔104中的压缩位置与用于部署到基部100的凹部112中的未压缩延伸位置(如图所示)之间致动,从而在基部100与晶状体200之间形成互锁连接。还可以想到的是,可致动突片206可以被插入到凹部112中,并且可以在压缩位置(以便于固定突片104进入凹部112)与未压缩延伸位置(以将固定突片104进一步插入凹部112)之间致动,以在基部100与晶状体200之间形成互锁连接。

[0041] 可致动突片206可以包括两个构件210和212,每个构件的一端连接到围绕光学器件202的外围边缘214,另一端自由,从而形成两个悬臂弹簧。边缘214可以具有比基部100的后边缘108的内径大的外径,使得晶状体200不会落入基部100的开口104中,并且使得晶状体200被基部100的后边缘108围绕其周边周向支撑。可以在外围边缘214中在两个构件210与212之间形成凹口216,以增加铰链状柔性。可在固定突片204中提供凹口218以便为探针(例如Sinskey钩)或类似装置提供通路,以将固定突片204操纵到基部100中的凹部112中。构件210和212的自由端可以沿相反的方向延伸。还可以想到的是,构件210和212中的一个或多个可以是呈曲线的,以便于弯曲。例如,构件210和212的径向外表面可以是凸出的,而构件210和212的径向内表面可以是凹入的。

[0042] 一般而言,当基部100和晶状体200被组装在一起时,这些特征可以被构造成使得光学器件202的中平面与基部100的中平面平行,而光学器件202的中心(前-后)轴线与基部100的中心(前-后)轴线重合且共线。假设天然晶状体囊的解剖学对称性和基部100在晶状体囊中居中,该构造基本上使光学器件202的中心轴线与囊袋的中心(前-后)轴线对齐,从而使光学器件202居中。然而,可能存在视觉(中心凹)轴线与解剖学(瞳孔轴)不对齐的情况,其中差异称为 κ 角。在此类情况下,可能需要将光学器件200的中心轴线相对于基部100偏移,从而提供偏心。这可以例如通过以下方式实现:将突片204和206、凹部112和/或襻106构造成使得光学器件202的中心(前-后)轴线相对于基部200的中心(前-后)轴线侧向(相对于鼻子或太阳穴)偏移。作为实例而非限制,限定基部中的凹部112的侧壁可相对于襻106偏移,使得光学器件202的中心轴线偏移。可以提供不同的偏移,例如0.5mm至2.0mm,增量为.5mm。可以在基部100和晶状体200上提供角度定向标记以指示偏移的方向(相对于鼻子或太阳穴)。类似地,组装好的基部100和光学器件200的中平面可以相对于天然囊袋的中纬线平面倾斜。为了补偿这种倾斜,例如,突片204和206、凹部112和/或襻106可以被构造成使得光学器件202的中平面是反向倾斜的。

[0043] 如稍后将更详细地描述的那样,例如,可以将晶状体200围绕轴线220或轴线222卷起,以用于经由注入器进行递送。轴线220和222基本上将晶状体200二等分。轴线220穿过光学器件202的中心,并穿过两个突片204和206的中心。轴线222穿过在两个突片204与206之间的光学器件202的中心,使得径向相对的突片204和206位于轴线222的任一侧上。

[0044] 包括本文所述的替代性实施例的基部100和晶状体200可以通过对疏水性丙烯酸材料进行低温加工和抛光而形成。可选地,基部100可以通过形成两个(前部和后部)部件并将它们粘合在一起制造。例如,这两个部件可以是通过紫外光固化性粘合剂连接在一起

的低温加工的亲水性丙烯酸。替代性地，这两个部件可以由粘合在一起的不同材料形成。例如，前部部件可以由不附着于眼组织的亲水性丙烯酸形成，而后部部件可以由附着于眼组织的疏水性丙烯酸形成。

[0045] 作为另一替代方案，基部100可以通过对第一部件进行低温加工并包覆模制第二部件来制造。第一部件可以包括在包覆模制时变得互锁的几何特征，从而减少使用粘合剂来连接这些部件的需要。例如，基部100可以通过以下方式制造：对亲水性丙烯酸进行低温加工以形成后部部件，以及包覆模制诸如硅树脂之类的可塑材料的前部部件。

[0046] 虽然使用光学相干断层成像(OCT)，疏水性丙烯酸使基部100和晶状体200可见，但可能需要包含增强OCT可视化的材料。示例“OCT友好型”材料包括但不限于聚氯乙烯、二醇改性的聚(对苯二甲酸乙二醇酯)(PET-G)、聚(甲基丙烯酸甲酯)(PMMA)和聚苯砜，例如以商标名RADEL™销售的聚苯砜，如授予Ehlers等人的美国专利申请公开2013/0296694中所述，该专利通过援引并入本文。此类OCT友好型材料可以被应用到或结合到基部100或晶状体200的一部分中。作为实例，可以将OCT友好型材料的同心环应用到下边缘和上边缘108/110中的每一个。这些环可以具有不同的直径以帮助检测基部的倾斜。同样作为实例，OCT友好型材料可以被应用到晶状体200的突片204/206。这可以有助于确定基部100和晶状体200是否正确地组装在眼睛中。可以将OCT友好型材料的点施加到基部100的一些部分，这些点与光学器件200上的对应的OCT友好型材料点对齐，以指示在眼睛中组装正确。

[0047] 作为实心材料的替代方案，基部100和晶状体200可以由中空材料制成，中空材料随后可以在眼睛中充胀。在这种布置中，基部100和晶状体200可以例如由模制硅树脂制成，并使用注入器和针头用诸如盐水、硅凝胶等液体充胀。在植入眼中之后，针可刺穿基部100的壁和晶状体200，以使部件充胀。取出针后，材料可以自行密封。作为中空材料的替代方案，基部100和晶状体200可以由海绵状材料(例如在水合时膨胀的硅水凝胶)形成。两种方法都可使角膜切口的尺寸更小，因为基部100和晶状体200以未充胀或未膨胀状态递送，而随后一旦到眼内就充胀或膨胀。

[0048] 参考图4A-4D，示出了替代性基部400。图4A是透视图，图4B是顶视图，图4C是沿着图4B中的线A-A截取的截面图，而图4D是图4C中的圆C的详细截面图。尺寸(mm)作为实例给出，而不一定进行限制。除下文所描述的以外，替代性基部400类似于参考图2描述的基部100。

[0049] 替代性基部400包括限定中心孔404的环形圈402。一对襻106从环形圈402径向向外延伸。环形圈402包括下边缘408、上边缘410和面向内的凹部412，晶状体200可以插该入凹部中以形成模块化IOL。从参考图4A-4D的描述中将变得显而易见的是，基部400的凹部412的大小和构造不同于基部100的凹部112。

[0050] 环形圈402的上边缘410可以包括一个或多个凹口116，以便在手术中为探针(例如Sinskey钩)提供通路，这使得更容易地操纵基部400。为了与凹口116相同的目的，襻106可以包括与环形圈402相邻的孔416。一对方形边缘417可以围绕环形圈402的后周边延伸，以帮助减少在晶状体200上的细胞增殖(后囊混浊或PCO)。

[0051] 具体参考图4D，凹部412的深部可以具有由水平后表面418、水平前表面420和垂直侧表面或外表面422限定的方形轮廓。凹部还可以包括从水平前表面420径向向内且向前向外延伸的张开前表面426和从水平后表面418径向向内且向后向外延伸的张开后表面428。

后边缘408的内径可以小于前边缘410的内径。利用这种布置，晶状体200可以穿过由前边缘410限定的圆形开口放置，以落在或搁在后边缘上，并且张开的前壁426连同张开的后壁428可以充当漏斗以引导晶状体200的突片204和206进入凹部412的深部。当完全位于凹部412中时，水平后壁418、水平前壁420和垂直侧壁422与突片204和206的对应水平和垂直侧面形成带键的几何结构，以限制晶状体200相对于基部400在向前、向后和径向方向上的移动。

[0052] 参考图5A-5E，示出了替代性晶状体500。图5A是透视图，图5B是顶视图，图5C是沿着图5B中的线AA截取的截面图，图5D是图5C中的圆圈B的详细截面图，而图5E是图5B中的圆C的详细顶视图。尺寸(mm)作为实例给出，而不一定进行限制。除下文所描述的以外，替代性晶状体500类似于参考图3描述的晶状体200。

[0053] 晶状体500可以包括光学部分502和一个或多个突片504和506。如图所示，突片504是固定的，而突片506可以被致动。固定突片504可以包括通孔208，使得探针(例如Sinskey钩)或类似装置可以用于接合孔208并操纵突片504。可致动突片506可在用于递送到基部400的孔404中的压缩位置与用于部署到基部400的凹部412中的未压缩延伸位置(如图所示)之间致动，从而在基部400与晶状体500之间形成互锁连接。还可以想到的是，可致动突片506可以被插入到凹部412中，并且可以在压缩位置(以便于固定突片504进入凹部412)与未压缩延伸位置(以将固定突片504进一步插入凹部412)之间致动，以在基部400与晶状体500之间形成互锁连接。

[0054] 可致动突片506可以包括两个构件510和512，每个构件的一端连接到光学器件502的边缘，另一端自由，从而形成两个悬臂弹簧。边缘514可围绕光学器件502的周边延伸，从而终止弹簧510和512的弹跳，因此可使弹簧510和512抵着光学器件502的边缘完全压缩。晶状体500的边缘514可以具有比基部400的后边缘408的内径大的外径，使得晶状体500不会落入基部400的开口404中，并且使得晶状体500被基部400的后边缘408围绕其周边周向支撑。可以在两个构件510和512之间设置具有引导孔516的角撑板，以便于通过探针进行操纵。类似地，可在固定突片504中提供引导孔508以便为探针(例如Sinskey钩)或类似装置提供通路，以将固定突片504操纵到基部400中的凹部412中。可以在固定突片504中提供凹口518以提供不对称性，作为当凹口逆时针于孔508时前侧向上(而不是向下)的视觉指示。

[0055] 如图5C中所见，光学器件502的前侧和后侧可具有对应于光学器件的期望屈光力(屈光度)的凸半径。如图所示，固定突片504和弹簧突片510和512可具有张开的横截面。更具体地讲，并且如在图5D所示的详细视图中更好地看到的那样，固定突片504从光学器件502从较薄的内部部分504B径向向外延伸到张开的较厚的外部部分504A。孔508可以延伸穿过较薄的内部部分504B。较厚部分504A的最外部轮廓具有带前部水平侧、后部水平侧和侧向或外部垂直侧的正方形轮廓，如前所述，这些侧面被键接到凹部412以最大程度降低晶状体500相对于基部400的前-后和径向/侧向移动。较厚部分504A还改进了与注入器的柱塞的接合，从而减轻晶状体500在注入器中的堵塞。较薄部分504B还提供从限定基部400的凹部412的表面的向前和向后偏移，由此减轻晶状体500与基部400之间的粘附。如图所示，相同的张开构造和相关优点也适用于每个弹簧突片510和512。

[0056] 市售的IOL通常具有约6mm的中纬线直径(不包括襻)，在6mm直径处约0.2mm的前-后厚度，在中心处约0.7mm的前-后厚度，从而提供约12mm³的总体积。晶状体500具有相似的尺寸，但基部400增加了大得多的体积。基部400可以具有约7.8mm的中纬线直径(不包括

(襻),约1mm的前-后厚度,从而当晶状体被安置到基部中时提供约26立方毫米的总体积[13.4mm³基部,12.5mm³光学器件]。因此,基部400和晶状体500组合起来的尺寸在体积上比市场上可买到的常规IOL大得多。这个相对较大的体积旨在更像天然晶状体那样填充囊袋,从而增大基部400和晶状体500的稳定性并减少由于囊袋在基部400周围塌陷而引起的术后迁移。作为比较,典型的天然晶状体的中纬线直径为约10.4mm、前-后尺寸为约4.0mm,相应的体积为约180mm³。由于解剖学变化,天然晶状体的体积可在从130mm³到250mm³的范围内。因此,在天然晶状体被取出后,基部400加上晶状体500消耗囊袋体积的大于10% (约20%至10.4%),而常规IOL消耗囊袋体积的小于或等于10% (约10%至5%)。换句话说,基部400加上晶状体500消耗的囊袋体积约为常规IOL的两倍。

[0057] 参考图6A-6D,在示意性顶视图中示出了晶状体500的各种迭代。在图6A中,晶状体500A包括具有弹簧突片510A和512A的可致动突片506A,这些弹簧突片包括用于由探针或类似装置操纵的孔520。弹簧突片510A和512A比参考图5A-5E描述的实施例相对更长,并且从光学器件502沿径向向外的方向延伸,相应的端部朝向彼此延伸。这使得可以容易地操纵可致动突片506A,使得固定突片504可以插入到基部400的凹部412中,然后可以使用置于孔520中的探针单独地操纵弹簧突片510A和512B并将这些突片塞入凹部412中。孔520可以定位在弹簧突片510A和512A上,并且这些孔的尺寸设置为使得它们在位于凹部412中时部分可见。换句话说,如果孔520完全可见,则弹簧突片510A和512A位于基部400的前边缘410的前方,如果孔520不可见,则弹簧突片510A和512A位于基部400的后边缘408的后方,而如果孔520部分可见(例如,一半可见),则弹簧突片510A和512A正确位于基部400的凹部412中。由于弹簧突片510A和512A的端部比晶状体500的臂510和512的端部更接近,因此当在手术中在显微镜下观察时,只需要较小的视觉区域来确认可致动突片506A位于基部400的凹部412中。图6B示出了类似的晶状体500B,但具有较短的弹簧突片510B和512B,以在基部400的凹部412中提供更大的弹力和稳定性。

[0058] 在图6C中,可致动突片506C包括弹簧突片510C和512C,这些突片从光学器件502沿径向向外的方向延伸,相应的端部彼此远离地延伸。通过彼此远离地延伸,弹簧突片510C和512C提供与基部400的凹部412接触的更宽基部,由此减轻晶状体500C在基部内的倾斜。图6D示出了类似的晶状体500D,但是具有弹簧突片510D和512D,这些突片具有与光学器件502的更宽的附接,以在基部400的凹部412中提供更大的弹力和稳定性。

[0059] 参考图7,晶状体200的光学部分202可以包括限定1.0-2.0mm的小中心孔232(针孔)的不透明环230,以仅允许聚焦的光线进入眼睛以增大焦深。不透明环230可包括施加到光学器件202的表面的黑色掩模或其他表面处理以部分或完全阻挡可见光。表面处理可以在植入之前(即,在制造时)应用于光学器件202,或者可以在术后(即,植入之后)应用,以根据患者的需要,对孔232的特性(例如,大小和位置)进行定制。表面处理可以包括光学器件202的表面的激光蚀刻或磨砂以限定或修改不透明环230。替代性地,表面处理可包括对光学器件202上或嵌入该光学器件中的发色团进行选择性激活或去激活,以改变其颜色或对比度(更亮或更暗)并因而限定或修改孔232。如图所示,孔232可以在光学器件202上居中,或者可以偏离中心,使得可以通过相对于基部100旋转晶状体200来相对于视轴调整孔232的侧向位置。

[0060] 替代性地,如图8A-8D所示,不透明环可以包括具有针孔的第三(单独的)部件800。

图8A是透视图,图8B是沿着图8A中的线A-A截取的截面图,图8C是侧视图,而图8D是针孔部件800的底视图。针孔部件800可包括限定1.0-2.0mm的小中心孔832(针孔)的不透明前环830,以仅允许聚焦的光线进入眼中以增大焦深。固定突片804可从后部支座环820径向向外延伸。类似地,包括弹簧构件810和812的可致动突片806可以从支座环820沿另一直径方向径向向外延伸。后部支座环820可以具有稍高于晶状体200的厚度的高度,使得当针孔部件800搁置在晶状体200的前侧上时,突片804和806与基部100上的凹部112对准。这种构造允许针孔部件800在晶状体200和针孔部件800均连接到基部100的情况下定位在晶状体200上。针孔部件800可以附接到基部100,使得针孔部件800的突片804和806被定位成相对于晶状体200的突片204和206偏移(例如,90度)。换句话说,针孔部件800的突片804和806利用基部100的凹部112的未被晶状体200的突片204和206占据的部分。可选地,类似的构造可以用于包括环曲面晶状体、多焦点晶状体、伸缩晶状体等的第三部件。

[0061] 可选地,如图9所示,药物可以结合到基部100中或由该基部携带。与晶状体200相反,使用基部100作为药物载体具有许多优点。例如,它避免了一种或多种药物可能对晶状体200的光学性能的任何干扰。而且,由于基部100不需要作为制造过程一部分的翻转(像晶状体200需要的那样),所以基部100携带的药物不会受到潜在的损害。药物可以通过以下方式结合到基部100中:将一个或多个单独的药物载体连接到基部100,使基部100的材料充当药物的载体(例如像海绵一样),将一种或多种药物洗脱材料结合到基部100中,或将一个或多个携带药物的可再填充的贮存器结合到基部100中。例如,基部100的一个或多个部分可以携带一种或多种药物,并且这些部分可以彼此分开,以避免例如不同药物之间的相互作用。基部100的携带药物的一个部分或多个部分可以通过光能或热能(例如激光、紫外光等)选择性地激活,以一次性全部释放储存的一种或多种药物或随时间分多次释放药物。

[0062] 此类药物的临床适应症的实例包括湿性或干性黄斑变性、开角型或闭角型青光眼、葡萄膜炎、后囊混浊、白内障手术后的术后管理等。可用于湿性黄斑变性的药物的实例包括阿柏西普、贝伐单抗、哌加他尼、兰尼单抗、类固醇和适体。可用于干性黄斑变性的药物的实例包括补体因子、抗氧化剂和抗炎剂。可用于开角型青光眼的药物的实例包括溴莫尼定、拉坦前列素、噻吗洛尔、毛果芸香碱、布林唑胺和属于一般类别的B受体阻滞剂的其他药物、 α 激动剂、ROCK抑制剂、腺苷受体激动剂、碳酸酐酶抑制剂、肾上腺素能和胆碱能受体活化剂以及前列腺素类似物。可用于葡萄膜炎的药物的实例包括甲氨蝶呤、抗体、地塞米松、曲安西龙和其他类固醇药剂。可用于后囊混浊的药物的实例包括抗增殖剂、抗有丝分裂剂、抗炎剂和其他会抑制晶状体上皮细胞扩散的药物。可用于白内障手术后的术后管理的药物的实例包括抗生素,如氟喹诺酮类;非甾体类药剂,如酮咯酸类;和类固醇,如泼尼松龙。可用于治疗各种眼部疾病和病状的其他药物包括:抗纤维化剂、抗炎剂、免疫抑制剂、抗肿瘤剂、迁移抑制剂、抗增殖剂、雷帕霉素、曲安奈德、依维莫司、他克莫司、紫杉醇、放线菌素、硫唑嘌呤、地塞米松、环孢霉素、贝伐单抗、抗VEGF剂、抗IL-1剂、卡纳单抗、抗IL-2剂、病毒载体、 β 受体阻滞剂、 α 激动剂、毒蕈碱剂、类固醇、抗生素、非甾体抗炎剂、前列腺素类似物、ROCK抑制剂、一氧化氮、内皮素、基质金属蛋白酶抑制剂、CNPA、皮质类固醇和基于抗体的免疫抑制剂。这些药物可以单独使用或联合使用,具体取决于患者的特定临床适应症。

[0063] 另外,基部100的携带一种或多种药物的一部分或多个部分可面向特定的一个或多个方向,而其他方向被掩蔽或阻挡以增大药物在晶状体囊的特定部分上的浓度。例如,后

部眼结构可以是药物递送的焦点(例如,以减轻黄斑变性),和/或前部眼结构可以是药物递送的焦点(例如,在角附近递送青光眼药物,递送葡萄膜炎药物或白内障手术后的术后管理)。

[0064] 作为实例,图9示出结合了一个或多个药物载体90的基部100的顶部(前部)视图。如图所示,药物载体90围绕基部100的主体的前侧的圆周间隔开。药物载体90可以包括可再填充的贮存器(例如硅树脂容器)、洗脱多孔材料(例如生物相容性海绵)、生物降解性或生物可蚀性材料(例如PLGA)等。贮存器也可以被设计成通过激光、紫外光、RF信号、磁性操纵或其他远程去除扩散障碍的方法,使药物暴露于水性环境。例如,载体90可以置于基部100的表面上,或者可以嵌入其中。为了将药物的递送集中到眼睛的特定区域,载体90可以在一侧(例如,如图所示的前侧)上暴露,而基部100的材料覆盖其他侧。

[0065] 在图10A-10C中示出了替代性药物携带基部100。图10A是透视图,图10B是沿着图10A中的线B-B截取的截面图,而图10C是沿着图10A中的线C-C截取的截面图。如图10B和图10C所示,基部100可以包括围绕环形圈102的圆周延伸的内部通道96。内部通道96经由一系列口92与基部100的外部流体连通,这些口可以均等地分布在环形圈102的前侧周围。可以在通道96中设置材料环94。材料环94可以具有小于通道96的体积的脱水体积,以及大于其脱水体积直至通道96的体积的水合体积。材料环94可以包括例如高平衡含水量(EWC)的硅水凝胶或其他类似的可水合或海绵状材料。在使用中,在植入之前,具有脱水环94的基部100可以浸泡在例如含有所需的一种或多种药物(例如类固醇和NSAID)的流体中。口92将允许携带药物的流体流向脱水环94,这将导致脱水环94随着与载有药物的流体发生水合而增大体积(膨胀)。然后,水合环94可以占据通道96的整个体积。当基部100被植入时,眼睛的房水接触邻近口92的水合材料环96,而不是将整个环94浸入通道96中。因此,从环94进入眼睛的药物洗脱可以通过口92的数量和大小来控制,可以对该数量和大小进行选择来实现给定药物或药物组合的期望洗脱速率。

[0066] 一般而言,包括组装好的基部100和晶状体200(包括本文所述的替代性实施例)的模块化IOL允许在手术中或手术后在将基部100留在原处的同时调整或更换晶状体200。希望这样做的情况的实例包括但不限于:更换晶状体200以矫正手术中检测到的不太理想的屈光结果;更换晶状体200以矫正术后检测到的不太理想的屈光结果(残余屈光不正);相对于基部100旋转地调整晶状体200以微调环曲面矫正;将晶状体200相对于基部100侧向调整以使光学器件与真实光轴(真实光轴可能不是囊袋的中心)对准;以及更换晶状体200以在更长的时间段内解决患者的变化的光学需求或期望。后一种情况的实例包括但不限于:成人IOL患者或原始光学矫正需要随发育成熟而改变的小儿IOL患者;希望从单焦点IOL升级为高级IOL(环曲面、多焦点、适应性或其他未来晶状体技术)的患者;对高级IOL不满意并且想降级为单焦点IOL的患者;以及发生IOL或特定类型的IOL禁忌的医疗状况的患者。

[0067] 图11示出了植入模块化IOL的过程的实例。在该实例中,可以进行术中测量以选择期望的晶状体200和/或确定是否需要术中调整或更换。可以根据常规实践开始310 IOL植入手术,例如白内障手术。然后,可以使用常规步骤,例如形成角膜进入切口、在前囊袋中形成撕囊以及通过超声乳化白内障吸出术或其他方式取出白内障晶状体,来准备312天然晶状体囊以接纳模块化IOL。然后,将基部100置于314囊袋中。此时,可以执行316术中测量以确定基部100相对于解剖学结构的位置。例如,该信息可用于调整基部100的位置和/或帮助

选择晶状体200的光学部分202的期望屈光度。

[0068] 作为具体实例,可以使用光学相干断层成像(OCT)来测量沿着视轴的有效基部位置(EBP),一旦将晶状体200连接到基部100,有效基部位置将确定有效晶状体位置(ELP)。因为ELP影响屈光结果,所以可以使用EBP信息来选择具有适当屈光度的晶状体200。这可以降低残余屈光不正,特别是因为术后EBP相对稳定。OCT也可以用于检测基部100的偏心和倾斜,以便可以在手术中对其进行调整。如本文其他地方所述,基部100可以包含增强OCT可视化材料。

[0069] 可选地,在进行OCT测量之前,可以将临时晶状体200置于眼睛中并连接到基部100。如果虹膜较小,使得基部100的OCT可视化具有挑战性,则这可能会有所帮助。临时晶状体200可以非常薄(例如,0-2屈光度),从而使得可以在完成OCT测量后容易地去除。作为薄临时晶状体的替代方案,可以在进行OCT测量之前,将OCT反射材料的薄圆盘置于基部100上或连接到该基部,随后将其移除。

[0070] 然后,将晶状体200置于320囊袋中。然后,如下文更详细描述的那样,将基部100和晶状体200组装322在一起。此时,可以执行术中测量324,以确定基部100和晶状体200是否被正确组装,确定组装好的基部100和晶状体200相对于解剖学结构的位置,和/或确定光学矫正是否令人满意326。

[0071] 例如,可以使用OCT来确定晶状体200的突片204和206是否在基部的凹部112中,并且如果需要,则可以采取步骤来正确组装晶状体200和基部100。另外或替代性地,可以使用OCT来测量ELP、偏心或倾斜,并且如果需要,则可以采取步骤来调整晶状体200和/或基部100的位置。另外或替代性地,可以使用波前像差测量来测量光学结果。如果确定326光学结果令人满意,则可以根据常规实践完成328该过程。如果确定326光学结果不令人满意,则作出关于对晶状体200和/或基部100进行调整(例如旋转、侧向偏移等)是否会使光学结果令人满意的判定330。如果是,则进行调整332并且完成328该过程。如果否,则将晶状体200从基部100拆卸334,从眼睛中移除336,并且选择318新的晶状体200,并按照相同的步骤320-328植入。

[0072] 图12A-12D示出了用于植入模块化IOL 100/200的技术。如图12A所示,模块化IOL可以通过以下方式植入:首先使用穿过角膜切口13、穿过撕囊36插入到囊袋34中的注入器300(亦称为插入器或递送管)将基部100以卷起构型递送到囊袋中。传统的注入器300(亦称为插入器)可用于递送基部100和晶状体200。合适的注入器的实例在授予Keelman的美国专利号5,123,905、授予Bartell的美国专利号4,681,102、授予Rheinish的美国专利号5,304,182和授予Cicenas的美国专利号5,944,725中有描述。

[0073] 如图12B所示,可以将基部100从注入器弹出并允许展开。通过轻轻操作,基部100的襻106接合晶状体囊34的内侧中纬线,并且将基部100的孔104相对于撕囊36居中。

[0074] 晶状体200也可以使用注入器300以卷起构型递送,将其远侧末端定位在基部100附近。可以将晶状体200从注入器弹出并允许展开。通过轻轻操作,晶状体200可以浮在基部100的前方,并且在基部100中的孔104上方居中。晶状体200可以通过将突片204和206置于凹部112中而连接到基部100,以在基部100与晶状体200之间提供互锁连接。

[0075] 如图12C-12D所示,晶状体200可以通过首先将可致动突片206插入凹部112中而连接到基部100。关于图12C,应该理解的是,可致动突片可以具有图3的可致动突片206的特

征。可以使用探针450将可致动突片206操纵到凹部112中。替代性地，可以在使用注入器300的注射步骤期间将可致动突片206操纵进入凹部112，以操纵晶状体200。在该替代方案中，晶状体200被部分地从注入器300弹出，并且将可致动突片206置于基部100的凹部112中，而固定突片204保持在注入器300中。一旦可致动突片206位于凹部112中，晶状体200就可以从注入器300完全弹出。

[0076] 然后，可通过使用探针450或插入固定突片204的孔208中的类似装置，施加侧向力来压缩可致动突片206，从而允许将晶状体200推进到基部100的孔104中，使得晶状体200和基部100共面。然后，可从可致动突片206释放压缩力，从而使固定突片204滑入基部100的凹部112中，从而将晶状体200连接到基部100。可以采取相反的步骤将晶状体200从基部100脱离。

[0077] 替代性地，可以使用注入器300来压缩可致动突片206。在该替代方案中，晶状体200被部分地从注入器300弹出，使得将可致动突片206置于基部100的凹部112中，而固定突片204保持在注入器300中。使用注入器300推动晶状体200会压缩凹部112中的可致动突片206。当可致动突片206被压缩时，可将探针插入到第二角膜切口中以向基部100施加反作用力。然后，可以使用注入器300，使晶状体200与基部100共平面定位，使得固定突片204与凹部112对齐。然后，晶状体200可以从注入器300完全弹出，从而释放可致动突片206的压缩，并允许固定突片204移动到基部100的凹部112中。

[0078] 在递送晶状体200之前，可将晶状体200折叠或卷起，并置于注入器300中，以按如上所述的方式进行递送。如参考图3所描述的，例如，可以将晶状体200围绕轴线220或轴线222(它们基本上使晶状体200二等分)卷起。可以在向前或向后方向上卷起晶状体200。在一个实例中，晶状体200可以以类似于卷起海报的方式从一端折叠或卷到另一端。替代性地，在另一个实例中，晶状体200的相对端部可以朝向轴线220或轴线222向内折叠或卷起。

[0079] 可将晶状体200围绕轴线220卷起，以促进前文所述的晶状体200从注入器300的部分弹出(即，当可致动突片206在注入器300外部，而固定突片204保持在注入器300内时)。替代性地，如果将晶状体200沿轴线222沿向后方向卷起，则当晶状体200被定位在与环形环102共面的中心孔104中之后使之展开时，突片204和206可以自然地移动到基部100的凹部112中。该技术可以免除压缩可致动突片206以将晶状体200连接到基部100的需要。

[0080] 可以免除压缩可致动突片206以将晶状体200连接到基部100的需要的另一技术涉及向固定突片204施加扭矩。参考图12E，可将晶状体200从注入器300弹出并定位在基部100的前侧上。将可致动突片206置于基部的凹部112中。将探针450置于固定突片204中的孔208中。通过旋转探针450将扭矩施加到固定突片204，使得固定突片204向后并径向向内挠曲，并且使光学器件202向前弯曲。然后，可将固定突片204与基部100中的凹部112对齐，并释放扭矩，从而导致固定突片204径向向外延伸到其在基部100的凹部112中的静止位置。

[0081] 参考图13A和图13B，示意性地示出了探针450的实施例。探针450可以类似于目前常用于白内障手术的Sinskey钩，但有一些变化。如图13A所示，探针450包括轴460和远侧部分470。探针450的近侧手柄部分未示出，但可以是标准的Sinskey手柄。在图13B中详细示出的远侧部分470包括远侧轴472、弯头474、弯头延伸部476、插入尖端478和套环480。插入尖端478的大小被设定为适合晶状体200上的孔208以便对其进行操作。套环480的大小被设定为大于孔208的尺寸，使得尖端478不会深入孔208中，从而避免探针450粘在晶状体200上。

[0082] 参考图14A和图14B,示出了折叠钳600的实施例。折叠钳600包括一对片簧臂602,每个片簧臂具有握持部分604和成角度的远侧部分606。臂602在近侧上连接在接合点608处。远侧部分606包括与每个臂相关联的尖端610。臂602如图所示偏置,但可以被挤压以分离远侧尖端610,由止挡件612限制。利用这种布置,可以挤压臂602,并且可以将尖端610插入晶状体中径向相对的孔或凹口中,例如晶状体200的孔208和凹口216或晶状体500的孔516和518。当释放臂602时,尖端610移动得更靠近在一起,从而导致晶状体200或500成拱形弯曲,并且相应的突片204/206或504/506移动得更靠近在一起。随着突片204/206或504/506更靠近在一起,可以将它们插入基部100/400的凹部112/412中,而不需要压缩晶状体200/500的可致动突片206/506。

[0083] 已经出于说明和描述的目的给出了本披露内容的前述讨论。前述内容并非意图将本披露内容限制于本文披露的一种或多种形式。尽管本披露内容包括了对一个或多个实施例以及某些变化和修改的描述,但是在理解了本披露内容之后,例如在本领域技术人员的技能和知识范围内的其他变化和修改也在本披露内容的范围内。旨在获得在允许的程度上包括替代性实施例的权利,这些替代性实施例包括所要求保护的那些内容的替代、可互换和/或等同结构、功能、范围或步骤,无论这种替代、可互换和/或等同结构、功能、范围或步骤是否在本文中披露,并且无意公开奉献任何可取得专利权的主题。

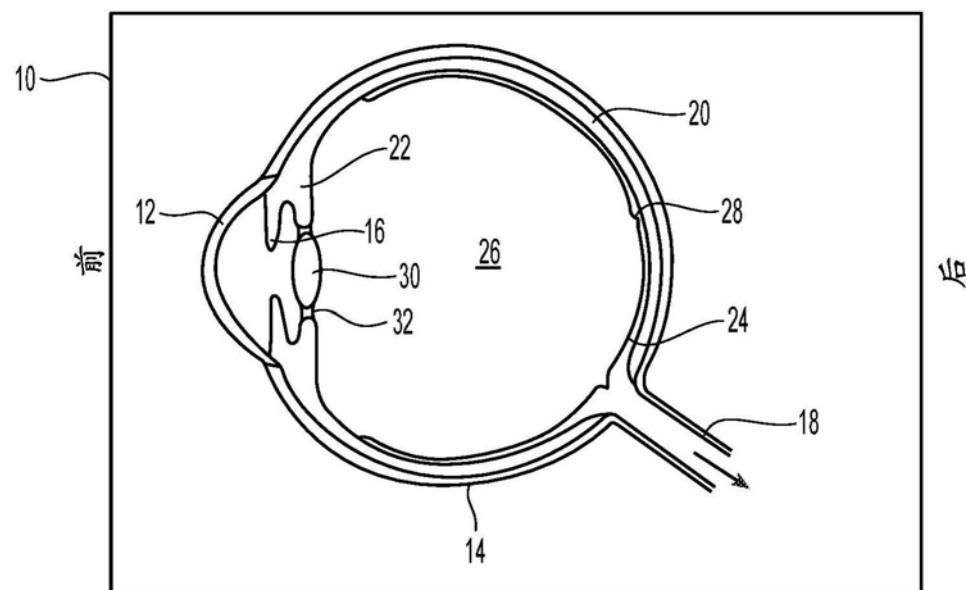


图1

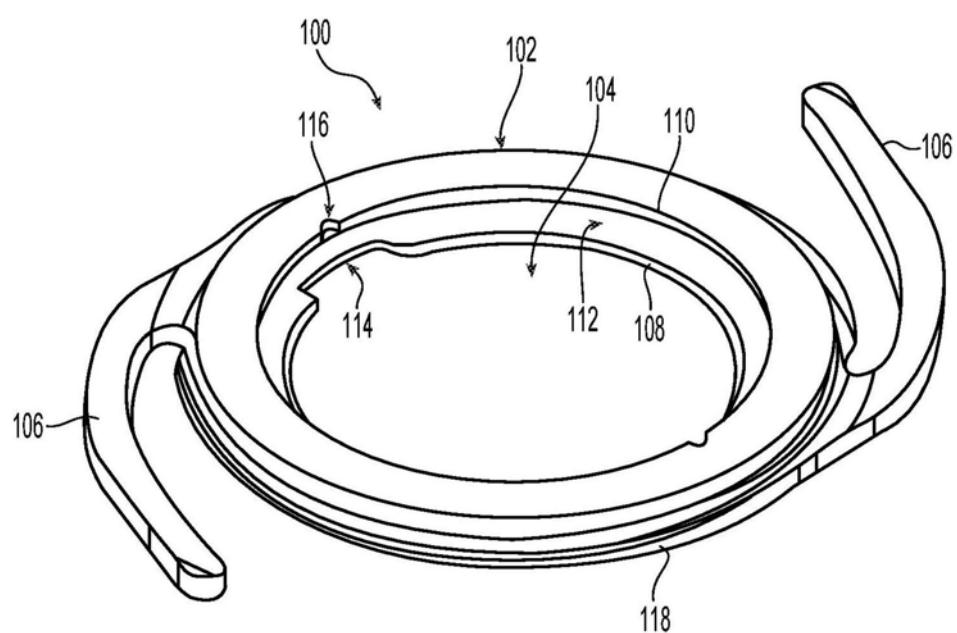


图2

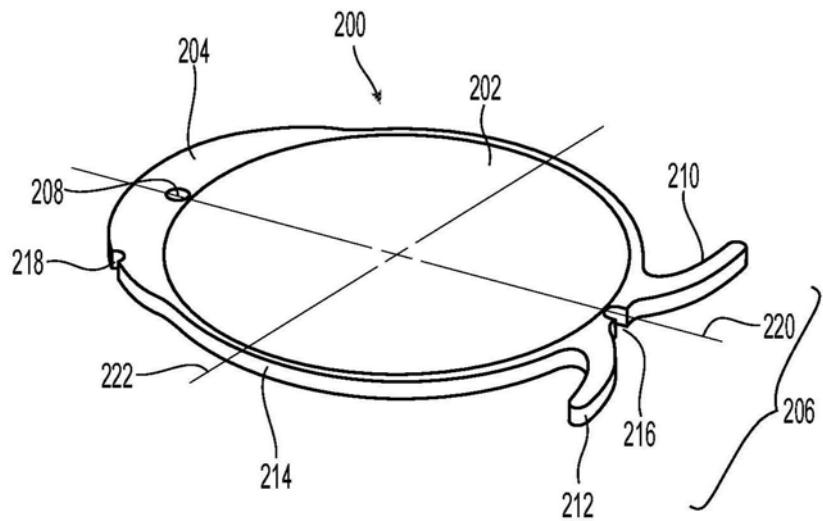


图3

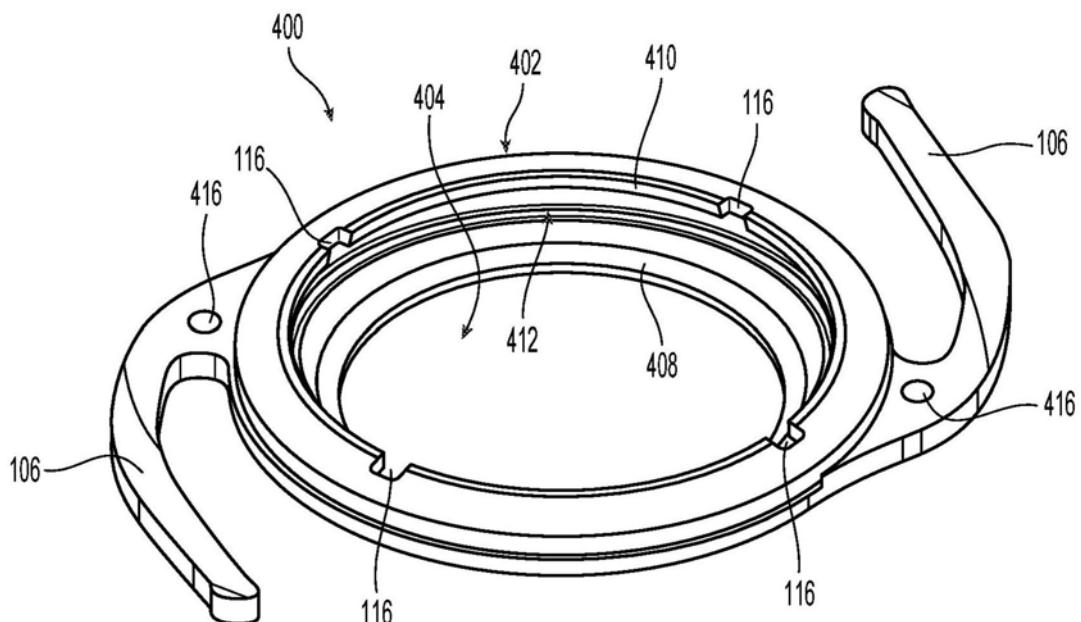


图4A

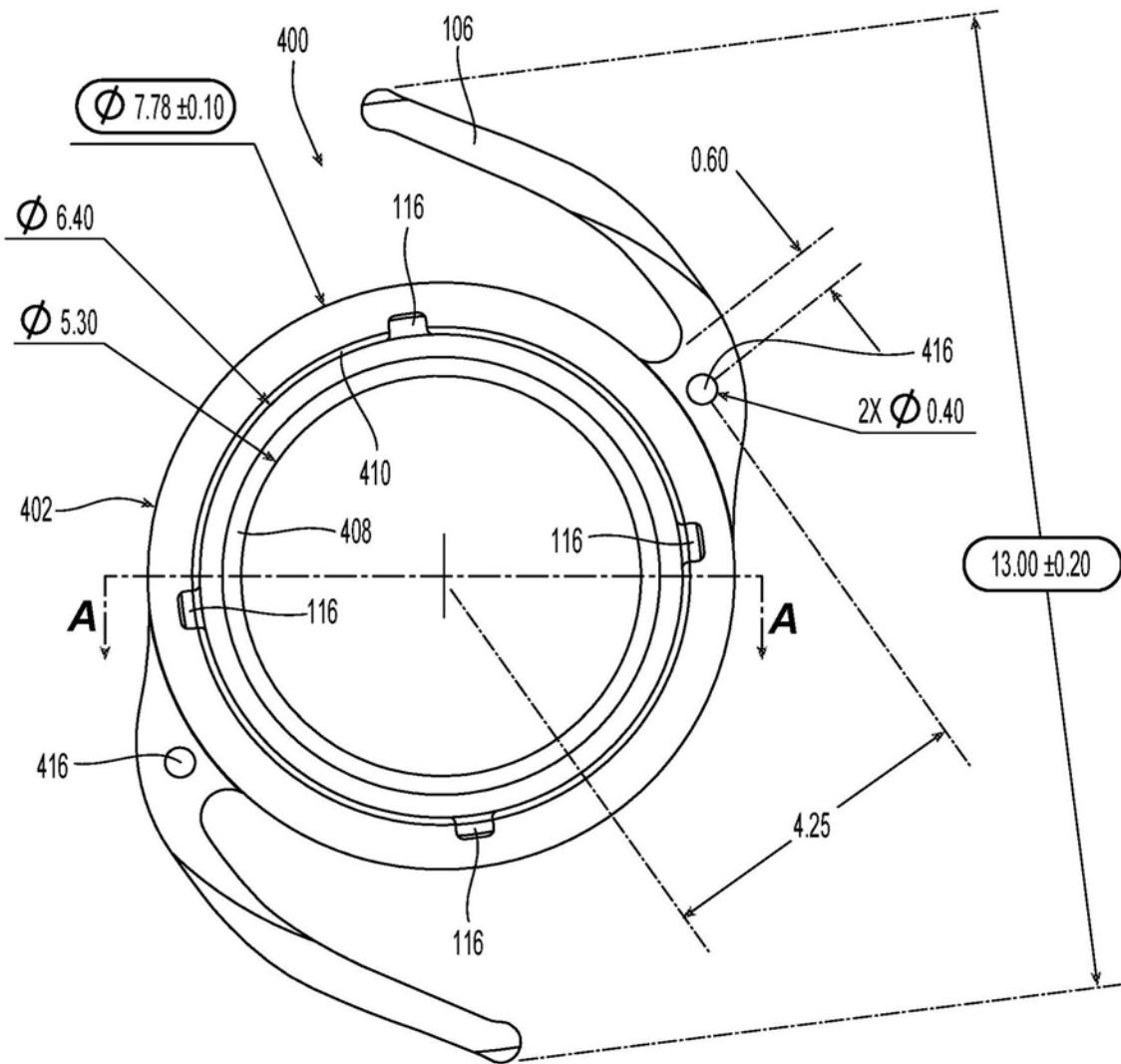


图4B

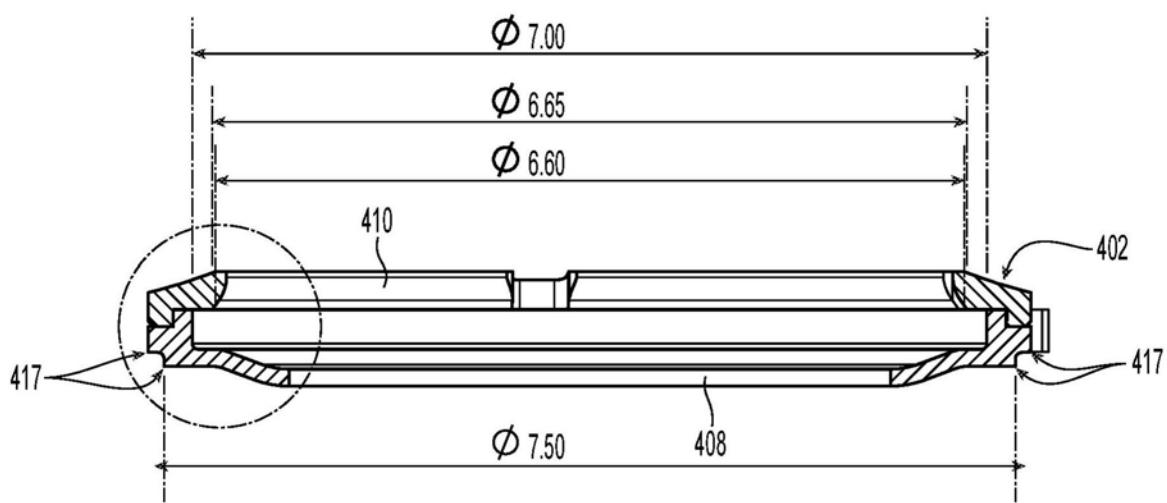


图4C

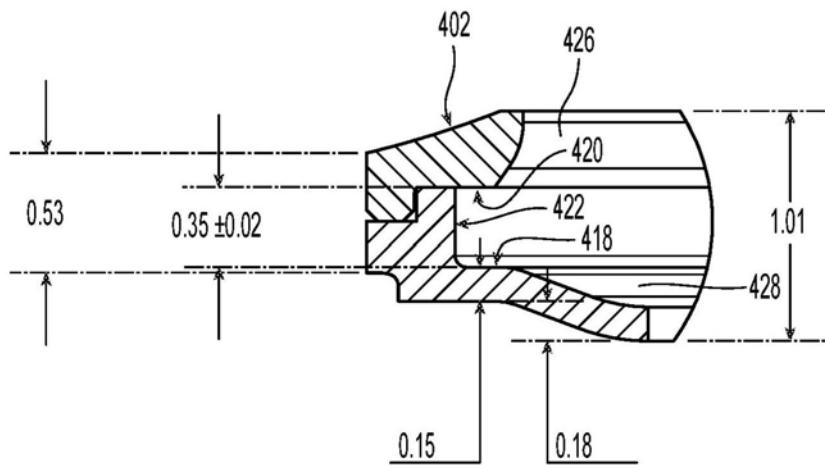


图4D

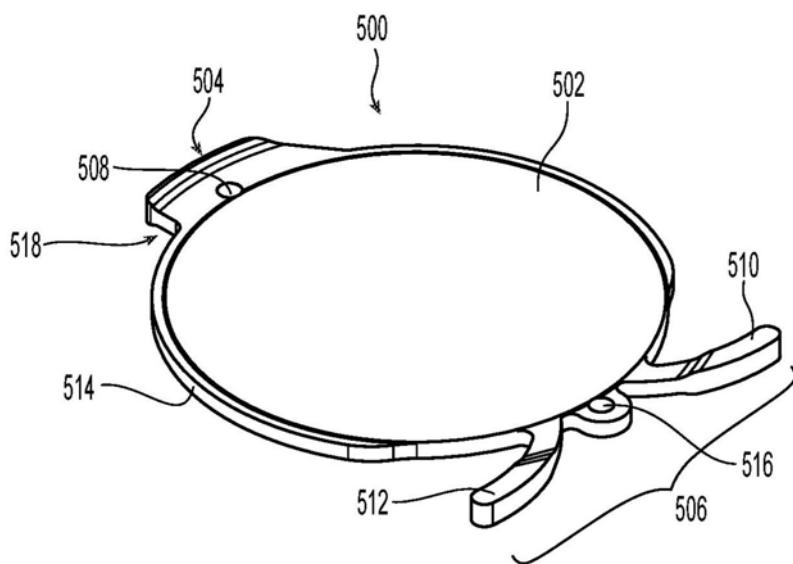


图5A

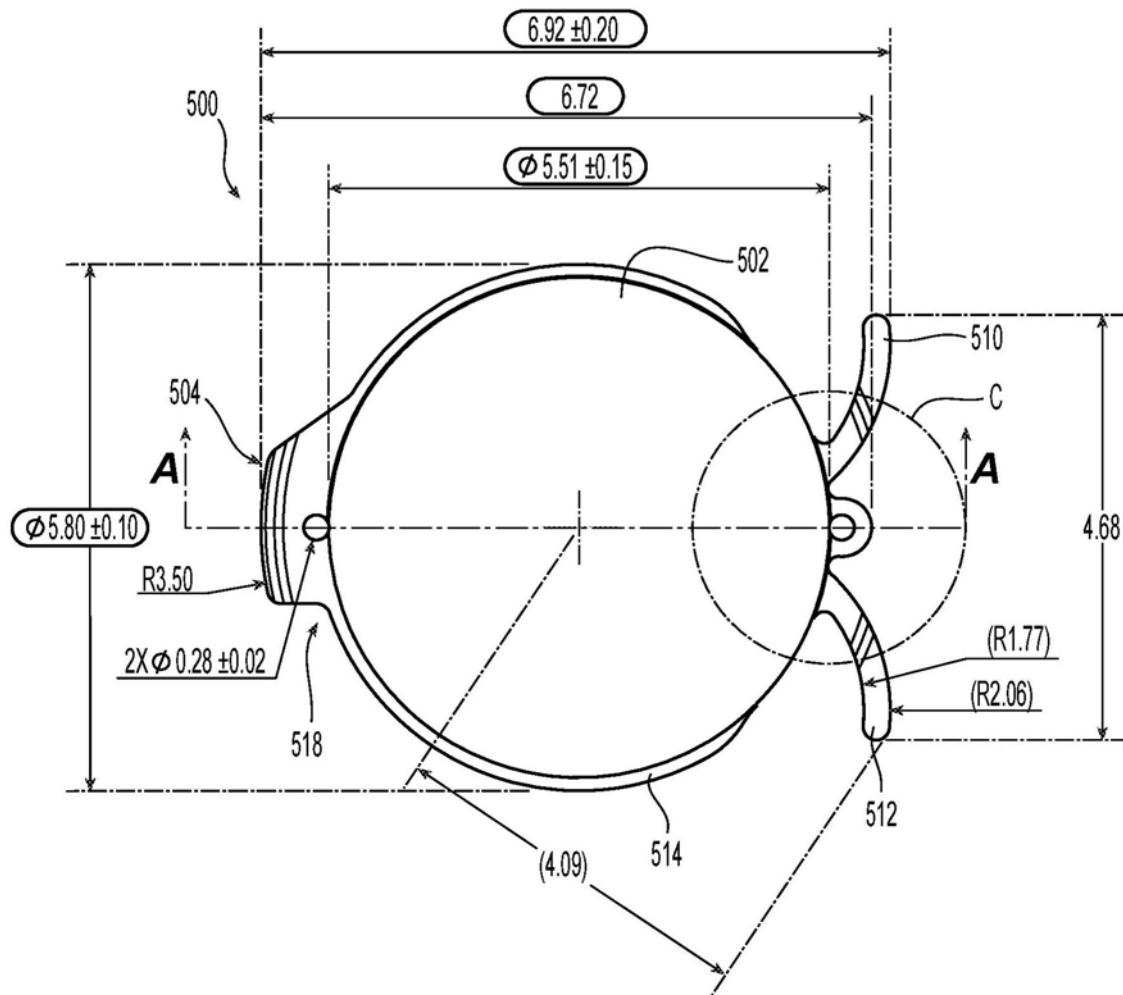


图5B

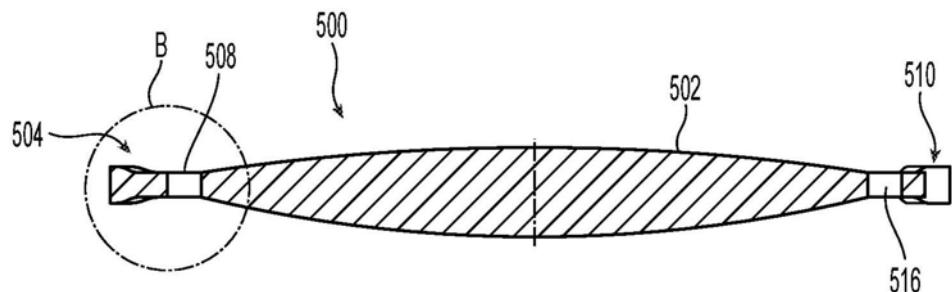


图5C

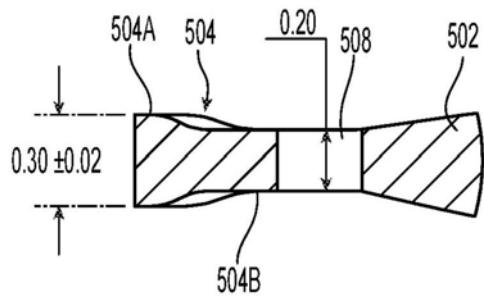


图5D

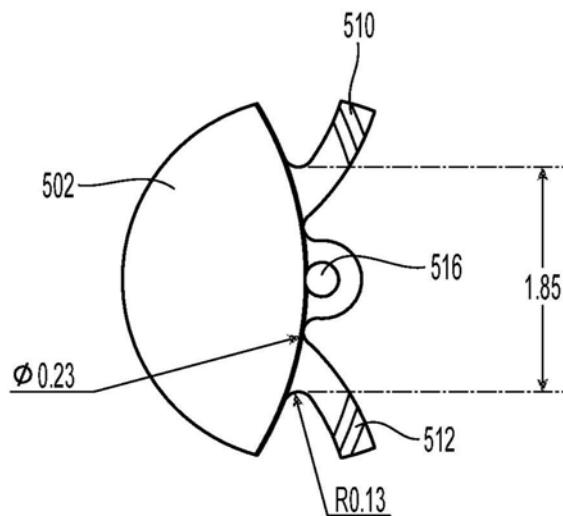


图5E

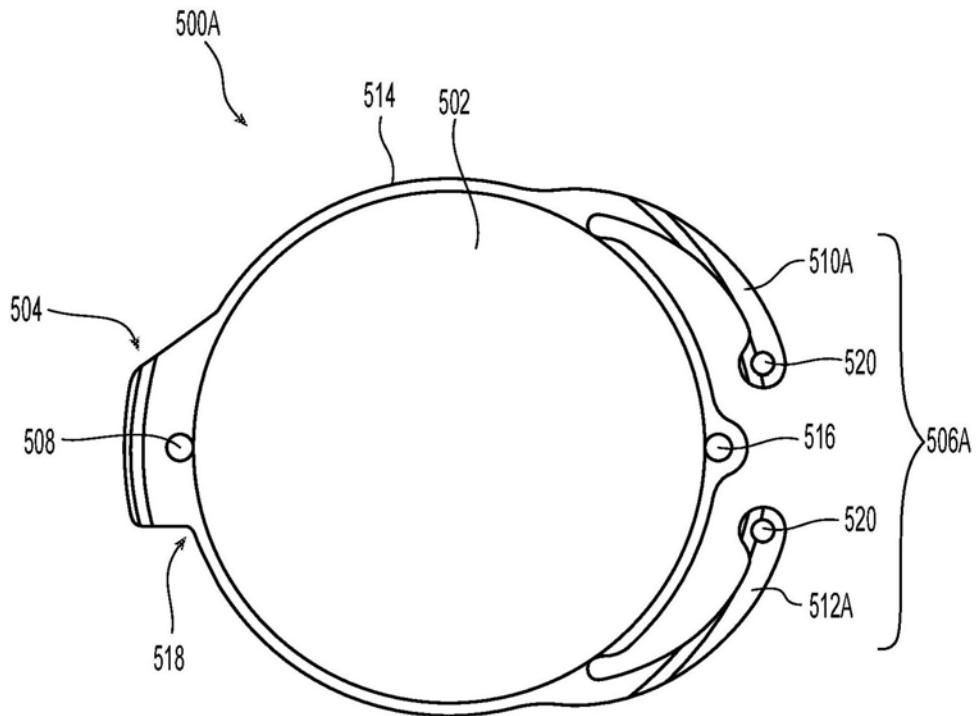


图6A

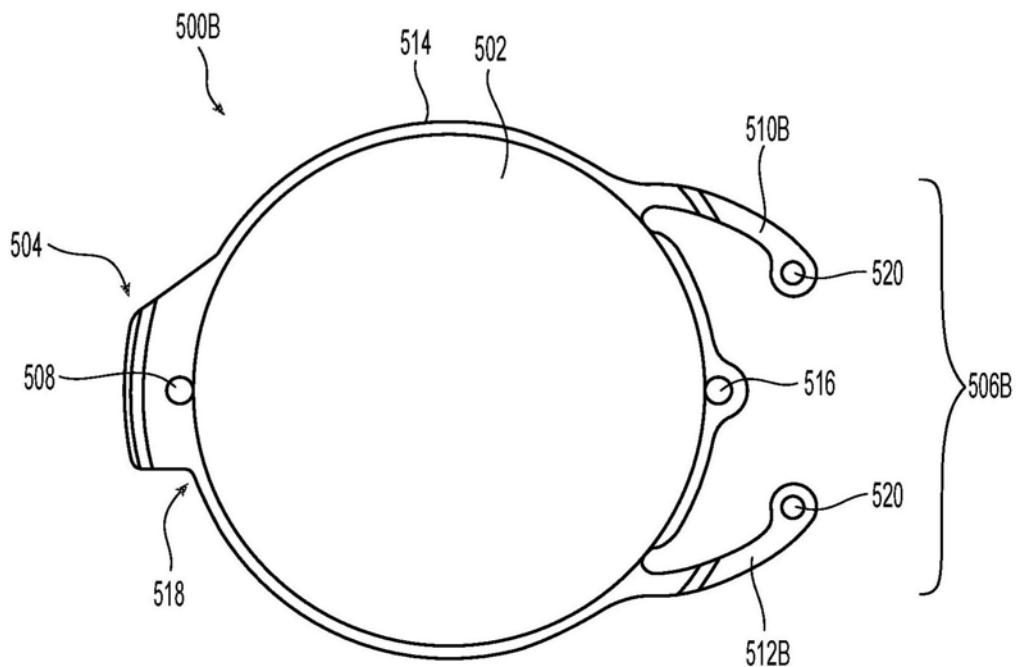


图6B

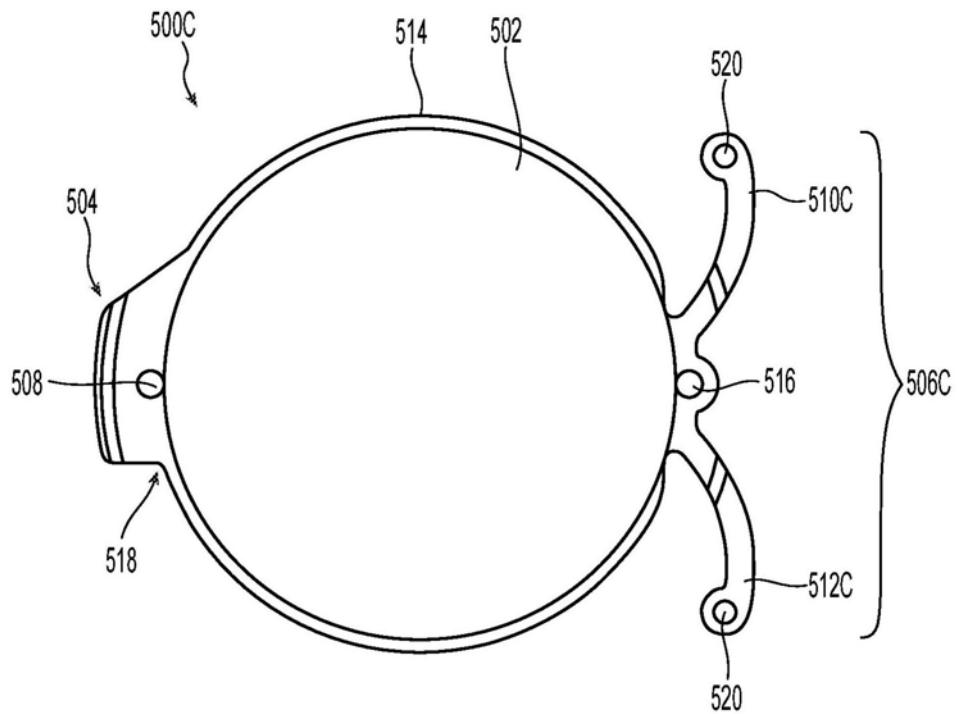


图6C

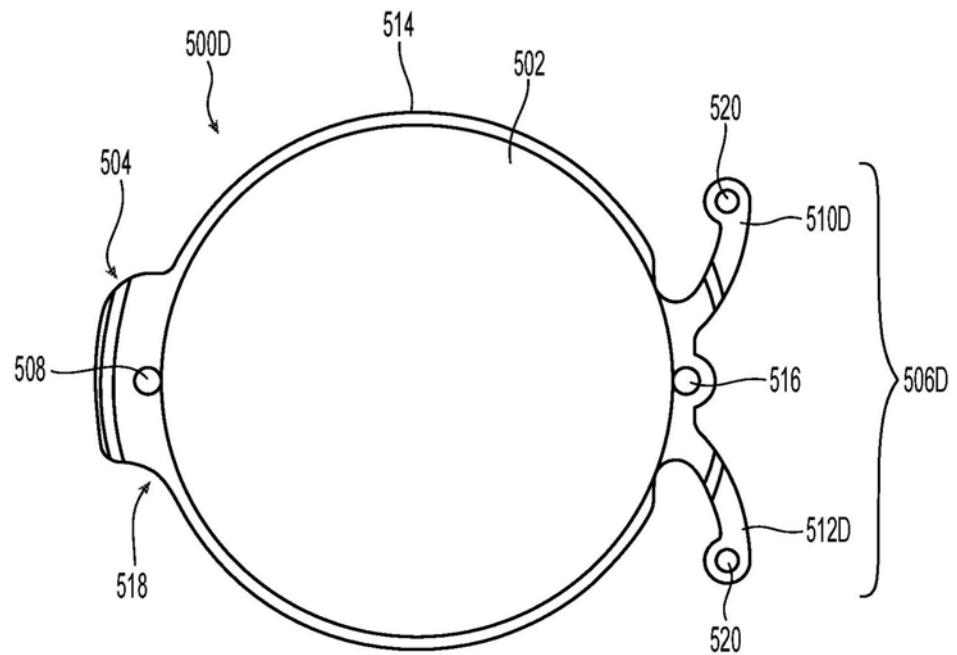


图6D

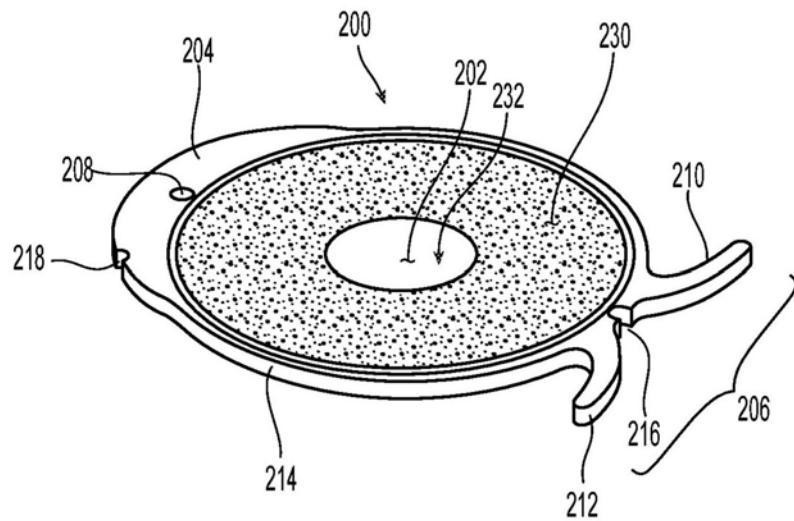


图7

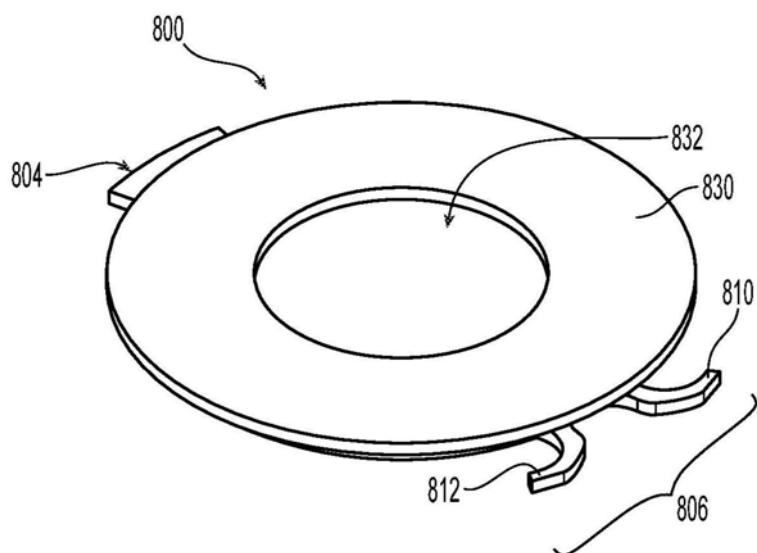


图8A

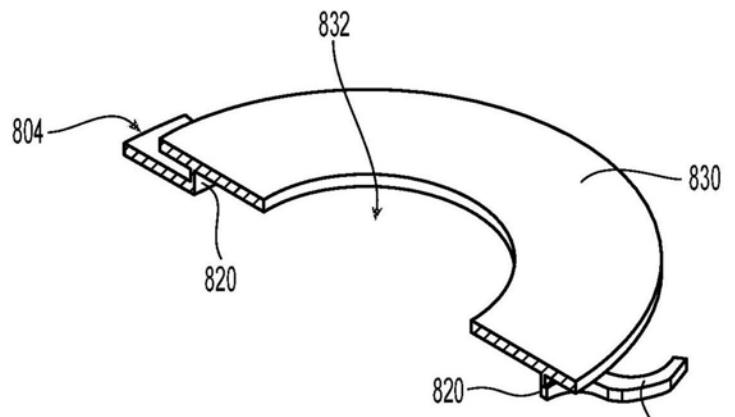


图 8B



图 8C

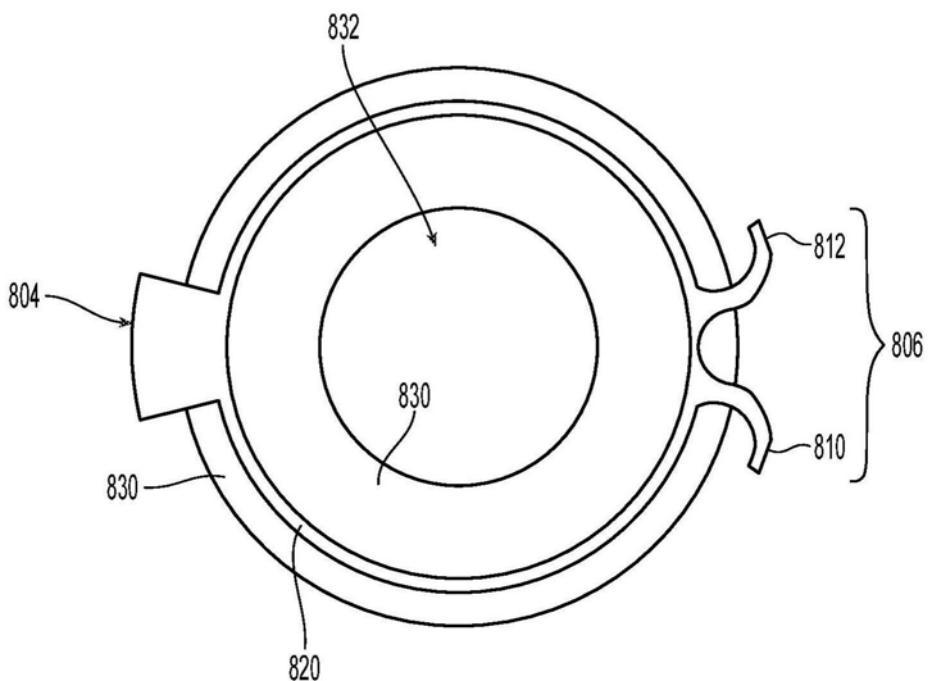


图 8D

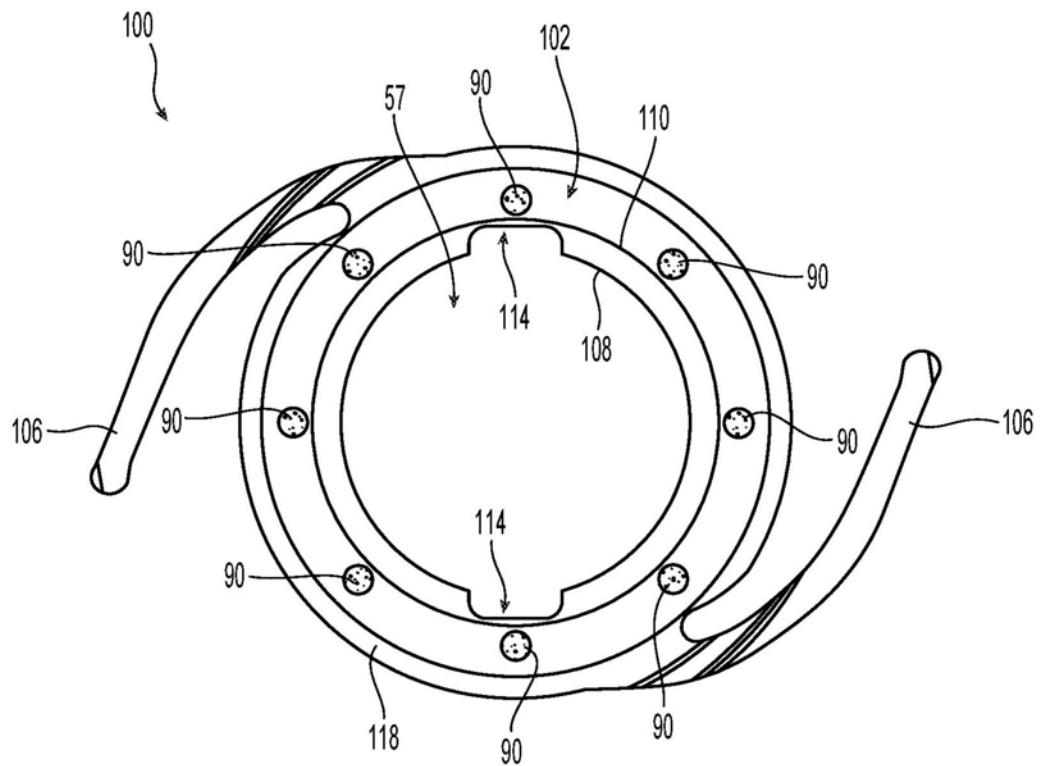


图9

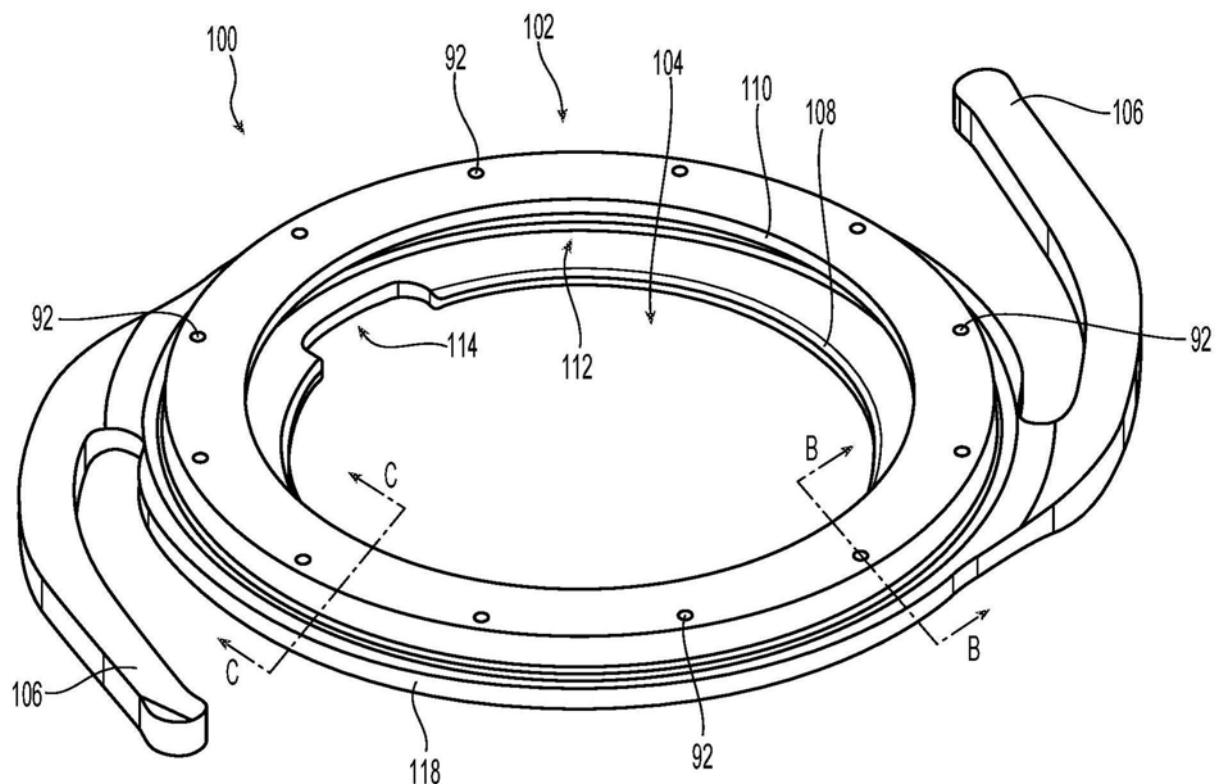


图10A

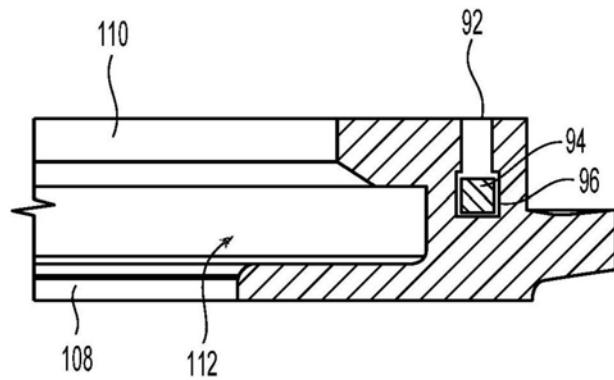


图10B

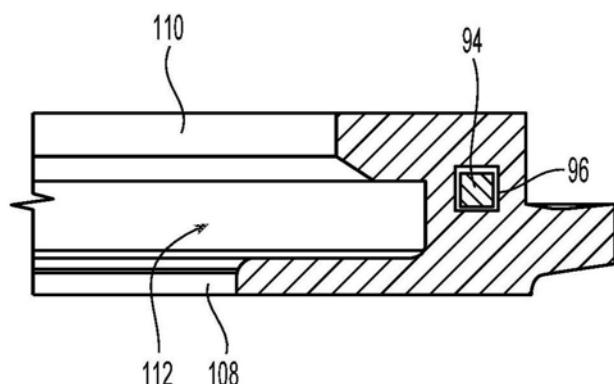


图10C

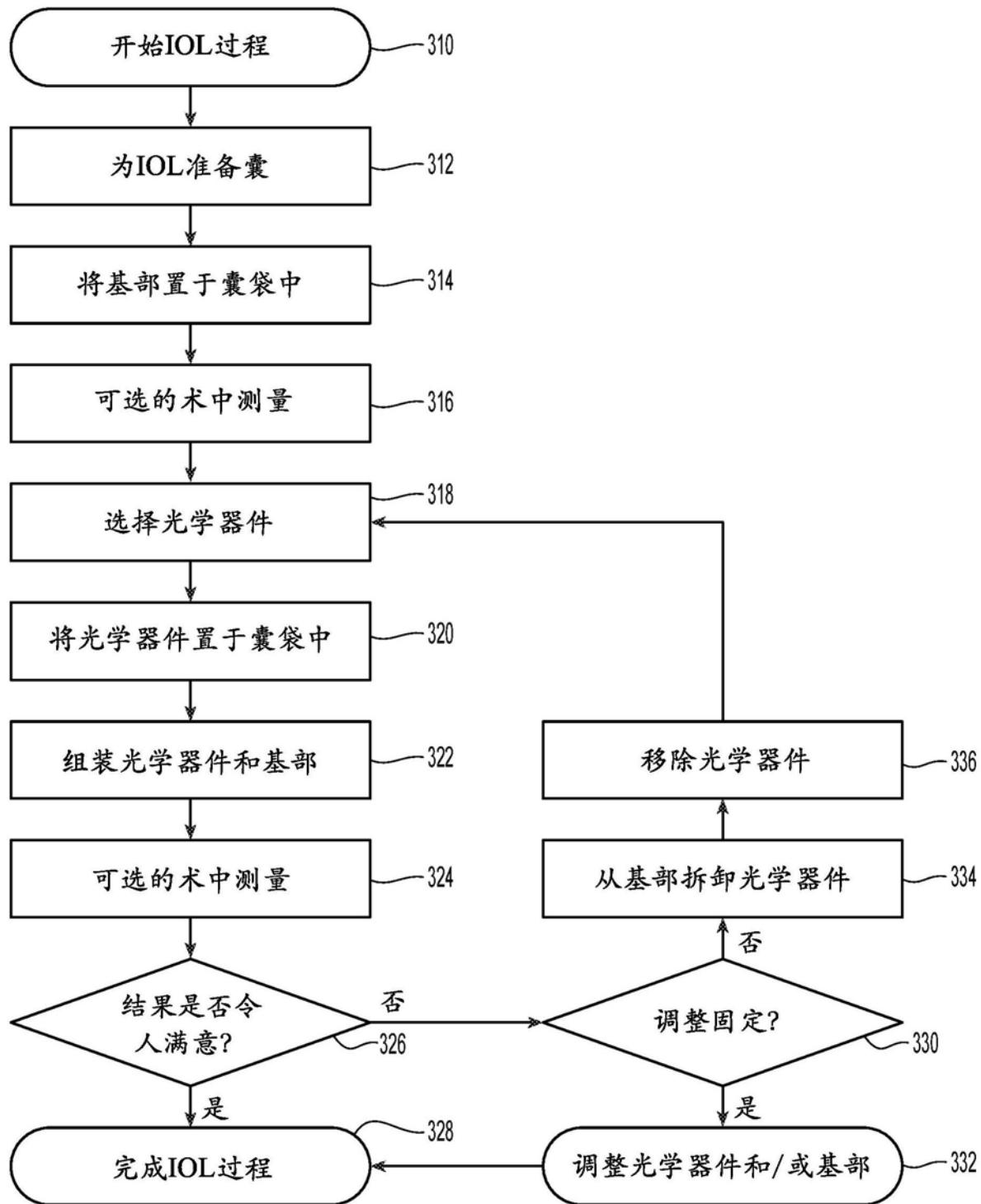


图11

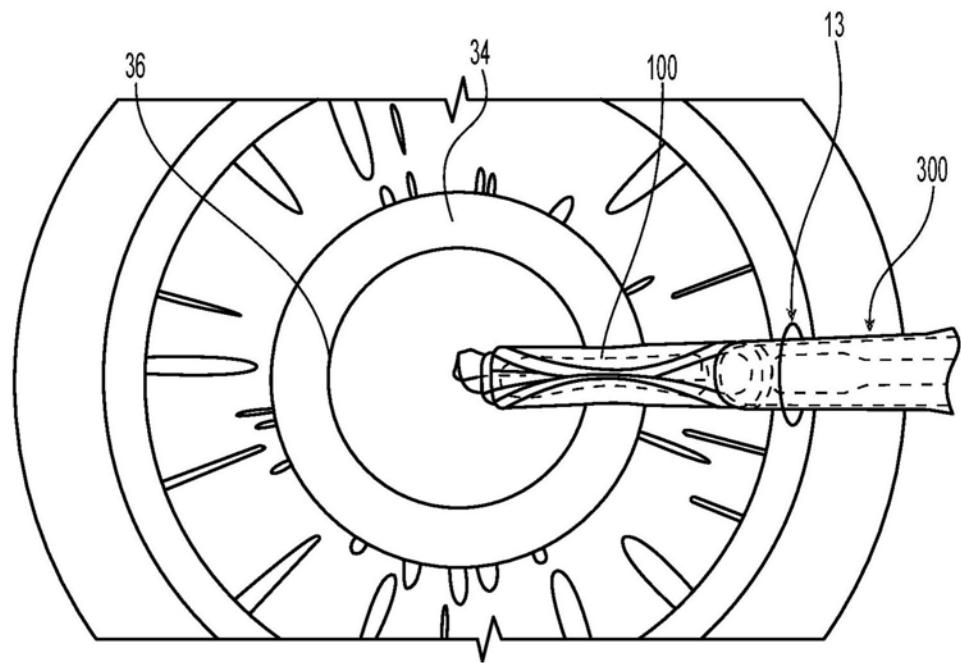


图12A

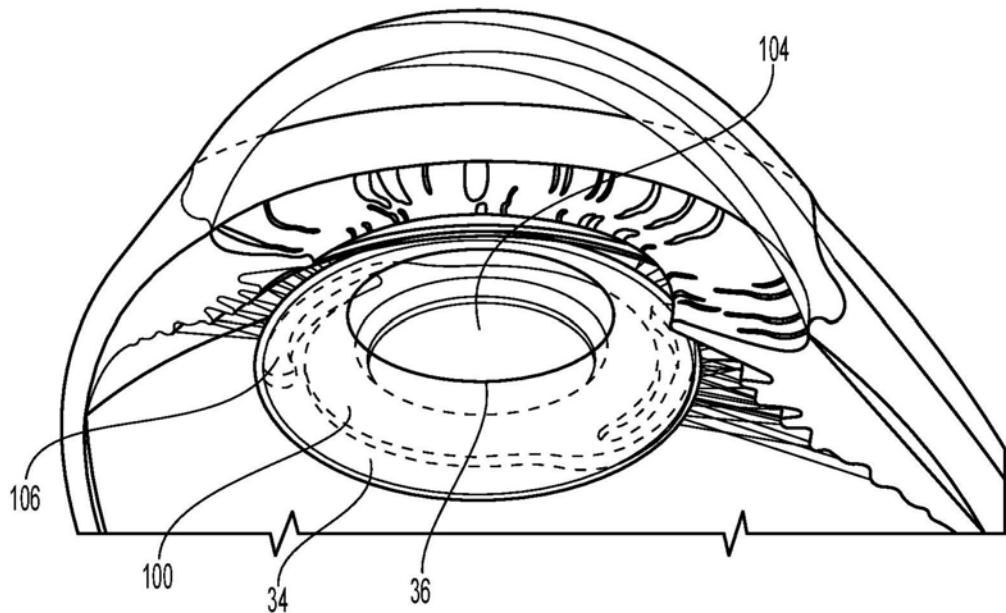


图12B

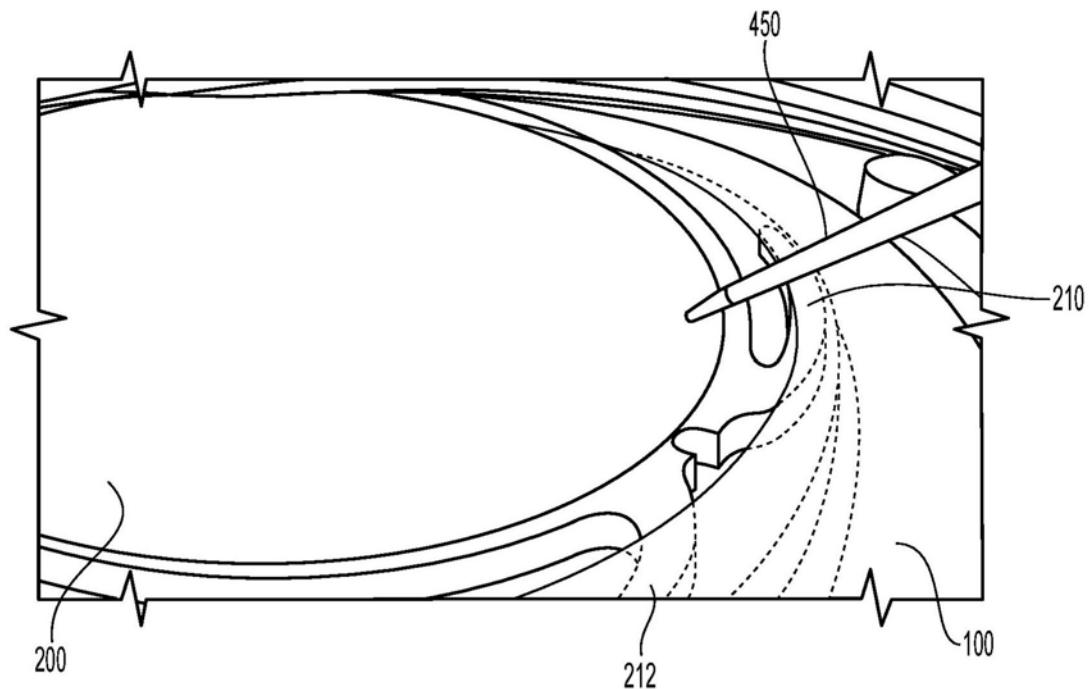


图12C

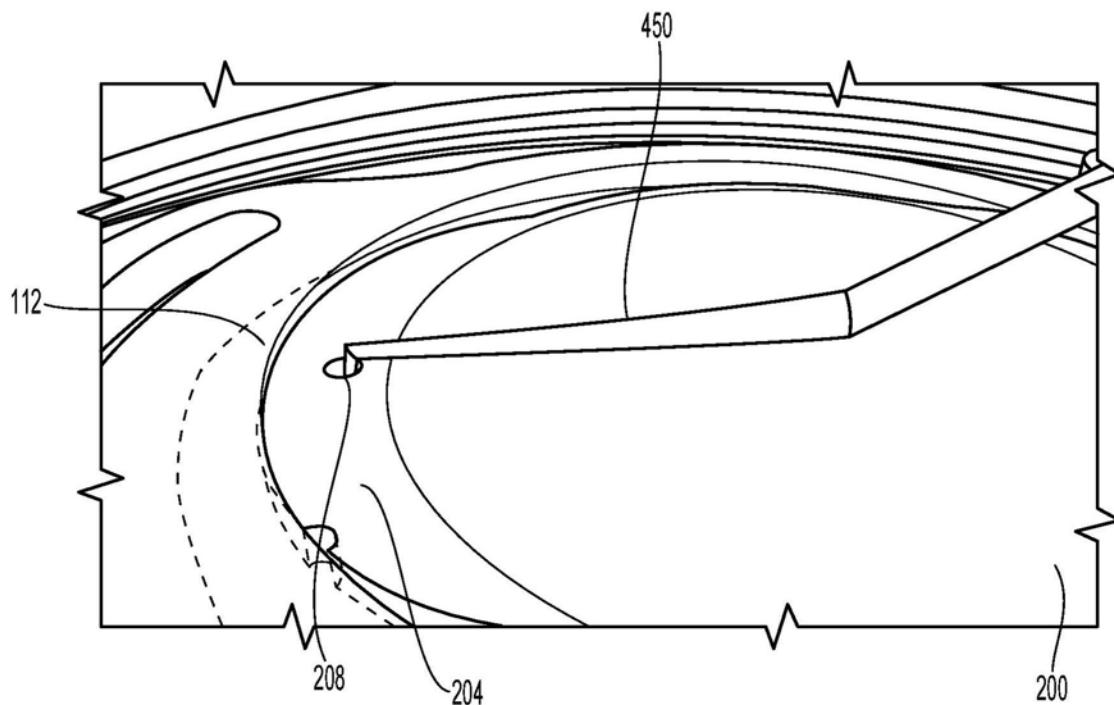


图12D

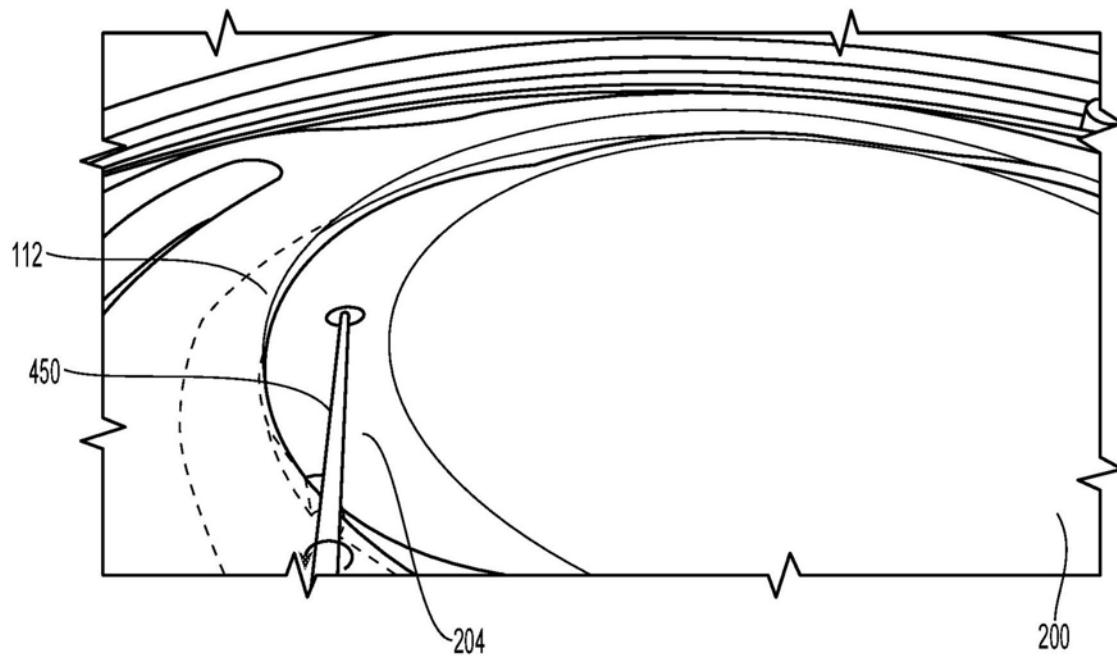


图12E

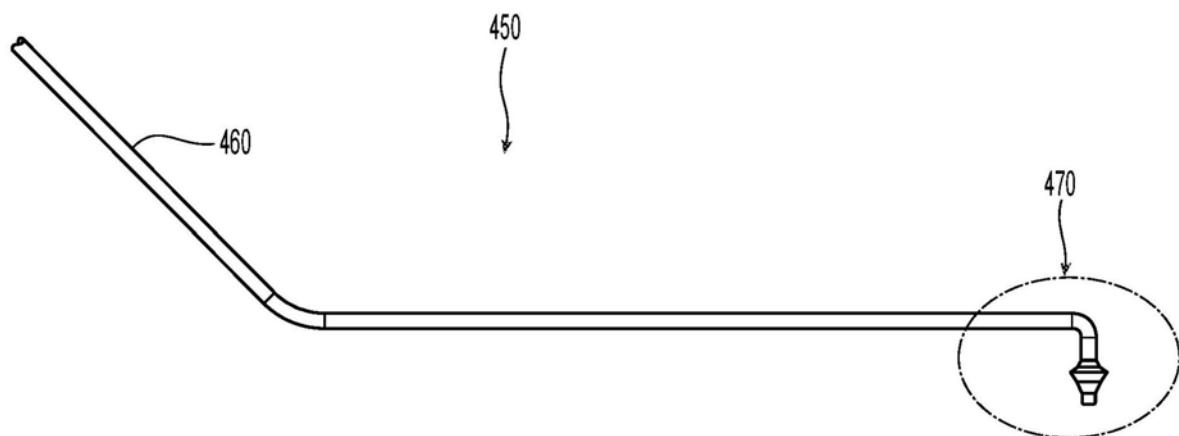


图13A

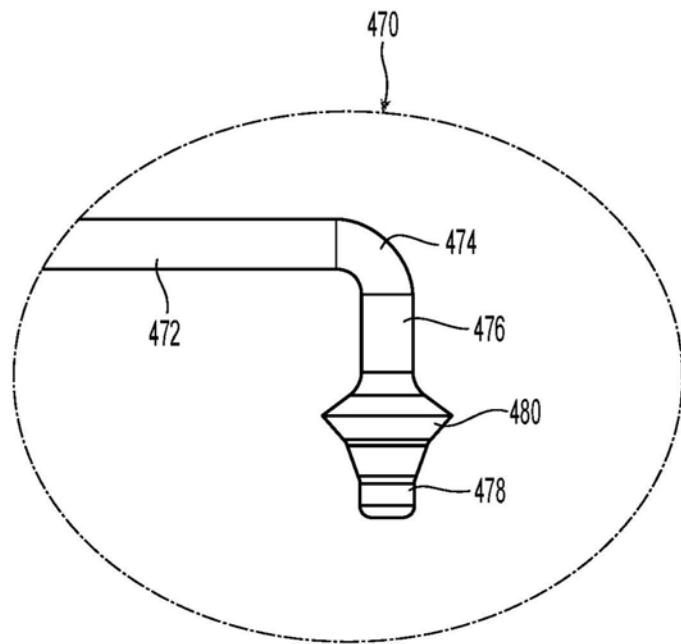


图13B

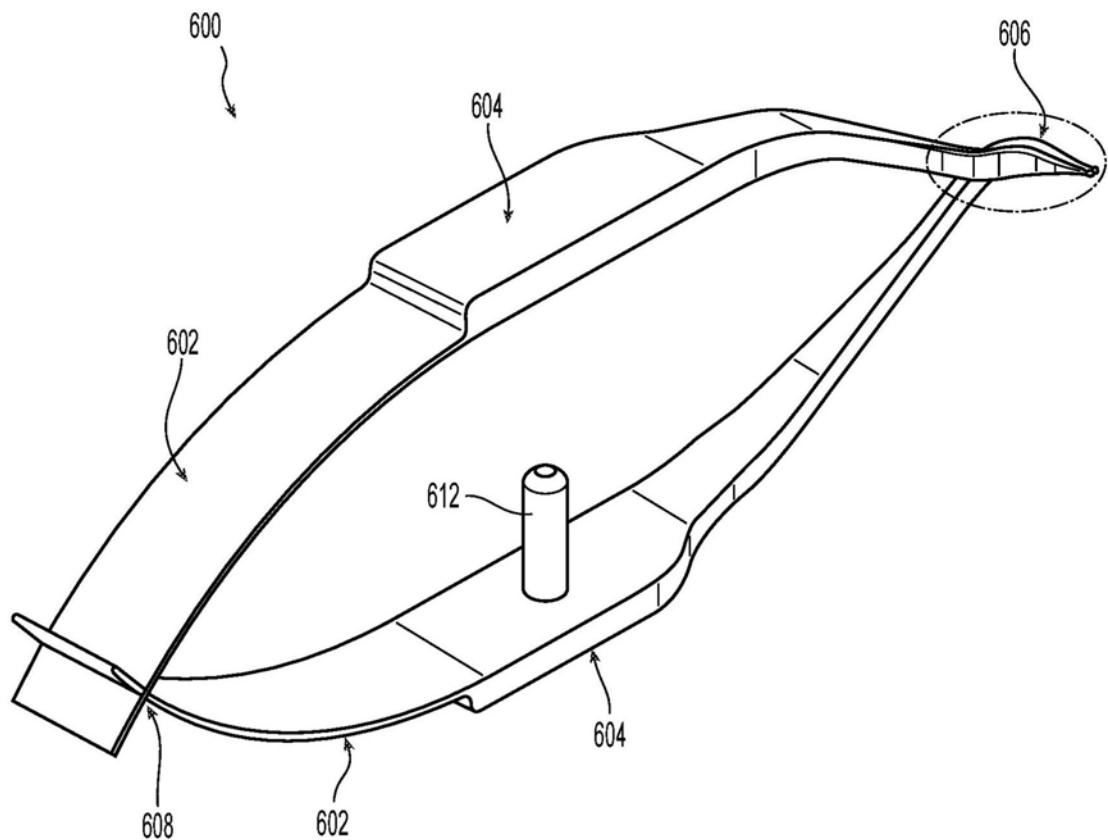


图14A

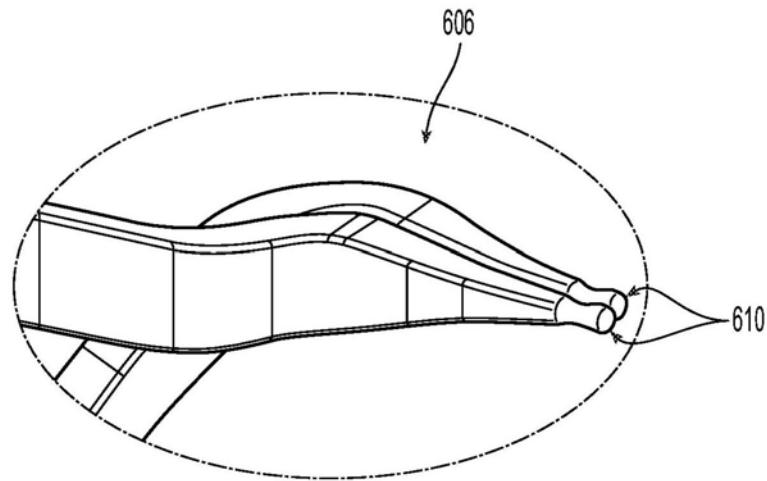


图14B