



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107249516 B

(45)授权公告日 2019.11.22

(21)申请号 201580076448.4

(72)发明人 D·博尔贾 S·李 L·吉拉尔迪

(22)申请日 2015.10.22

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

(65)同一申请的已公布的文献号

代理人 秦振

申请公布号 CN 107249516 A

(51)Int.Cl.

A61F 2/16(2006.01)

(43)申请公布日 2017.10.13

(56)对比文件

US 2004/0082993 A1,2004.04.29,

(30)优先权数据

US 2005131535 A1,2005.06.16,

62/127,338 2015.03.03 US

US 2009005865 A1,2009.01.01,

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

WO 2014152017 A1,2014.09.25,

2017.08.18

CN 104541186 A,2015.04.22,

(86)PCT国际申请的申请数据

US 8657878 B2,2014.02.25,

PCT/US2015/056985 2015.10.22

US 7776088 B2,2010.08.17,

(87)PCT国际申请的公布数据

审查员 苏蔷薇

W02016/140708 EN 2016.09.09

权利要求书1页 说明书9页 附图7页

(73)专利权人 诺华股份有限公司

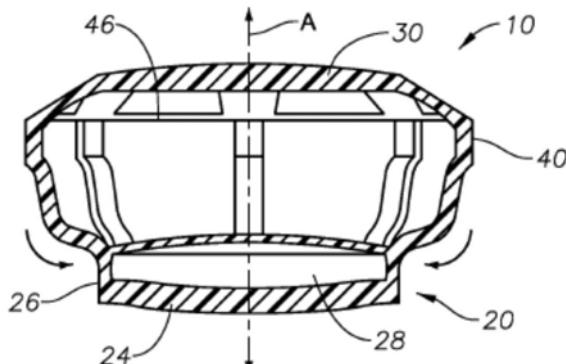
地址 瑞士巴塞尔

(54)发明名称

双镜片、曲率变化调节性IOL

(57)摘要

本披露涉及用于植入患者眼睛的囊袋中的曲率变化调节性人工晶状体(IOL)。该IOL 10包括流体镜片本体(20)，该流体镜片本体具有用于容纳光学流体的空腔(28)，该空腔至少部分地由以下各项限定：侧壁(26)，该侧壁围绕该空腔延伸并且限定该空腔的直径；和可变形光学膜(22)，该可变形光学膜围绕该侧壁的圆周与该侧壁相交并跨越该空腔的直径。该IOL进一步包括：第二镜片本体(30)，该第二镜片本体与该流体镜片本体间隔开距离；和多个支柱(40)，该多个支柱从该侧壁延伸并将该流体镜片本体联接到该第二镜片本体。这些支柱被配置成使得囊袋的轴向压缩导致支柱使侧壁变形，该变形以增加空腔直径来修改可变形光学膜的曲率的方式进行。



1. 一种人工晶状体，该人工晶状体被配置成有待植入患者眼睛的囊袋内，该晶状体包括：

流体镜片本体，该流体镜片本体包括用于容纳光学流体的空腔，该空腔由以下各项限定：

可变形光学膜，该可变形光学膜被配置为延伸跨过患者眼睛的视轴，所述可变形光学膜限定所述空腔的前表面；

第二光学膜，所述第二光学膜配置成延伸跨过患者眼睛的所述视轴并且限定所述空腔的后表面；和

侧壁，所述侧壁具有连接至所述可变形光学膜的前端和连接至所述第二光学膜的后端，从而所述侧壁在所述可变形光学膜和所述第二光学膜之间延伸；

第二镜片本体，该第二镜片本体与该流体镜片本体间隔开距离，并被配置为延伸跨过患者眼睛的视轴；和

多个支柱，该多个支柱从该侧壁延伸并将该流体镜片本体联接到该第二镜片本体，这些支柱被配置成使得囊袋的轴向压缩导致该多个支柱使该侧壁围绕一枢轴旋转，该旋转以相对于所述空腔在所述侧壁的所述后端处的直径更多地增加空腔在所述侧壁的所述前端处的直径来增加该可变形光学膜的曲率半径的方式进行。

2. 如权利要求1所述的人工晶状体，其中该流体镜片本体被配置为将会与该囊袋的第一表面接触，并且该第二镜片本体被配置为将会与该囊袋的第二表面接触。

3. 如权利要求1所述的人工晶状体，其中该侧壁的旋转以增加空腔在所述侧壁的前端处的直径的方式导致该可变形光学膜上的张力增加。

4. 如权利要求3所述的人工晶状体，其中该侧壁的旋转以增加空腔在所述侧壁的前端处的直径的方式导致该可变形光学膜径向拉伸。

5. 如权利要求1所述的人工晶状体，其中这些支柱被配置成使得该囊袋的所述轴向压缩导致这些支柱变形。

6. 如权利要求5所述的人工晶状体，其中这些支柱的变形包括每个支柱相对于患者眼睛的视轴向外弯曲。

7. 如权利要求5所述的人工晶状体，其中这些支柱的变形包括每个支柱的曲率半径减小。

8. 如权利要求1所述的人工晶状体，其中在该囊袋进行所述轴向压缩时，该流体镜片本体和该第二镜片本体之间沿着视轴的距离减小。

9. 如权利要求1所述的人工晶状体，其中该多个支柱中的每一个包括相对于视轴凹入的弯曲部分。

10. 如权利要求1所述的人工晶状体，其中该第二镜片本体包括固体镜片。

11. 如权利要求1所述的人工晶状体，其中该多个支柱中的每一个通过设置在该流体镜片本体和该第二镜片本体之间的周边环彼此联接。

12. 如权利要求11所述的人工晶状体，其中该周边环的直径在囊袋进行所述轴向压缩时增大。

双镜片、曲率变化调节性IOL

技术领域

[0001] 本披露总体上涉及人工晶状体(IOL)的领域，并且更具体地涉及调节性IOL。

背景技术

[0002] 人眼就其最简单的事项而言功能是通过接收透过被称为眼角膜的透明外部部分的光、并通过晶状体将图像聚焦至视网膜上来提供视觉。聚焦的图像的品质取决于许多因素，包括眼睛的大小和形状、以及眼角膜和晶状体的透明度和焦度。

[0003] 当年龄增长或疾病致使晶状体变得透明度减小时，由于传输到视网膜的光量减少而导致视力下降。眼睛晶状体的这种缺陷在医学上称为白内障。对于这种情况所接受的治疗是手术去除晶状体和用人造的人工晶状体(IOL)来代替晶状体功能。

[0004] 在美国，大多数白内障晶状体通过被称为晶状体乳化术的手术技术来去除。在这个过程中，在前囊中形成开口并且将薄的晶状体乳化切割尖端插入患病晶状体中并进行超声波振动。该振动切割尖端将晶状体液化或乳化，从而使得可以从眼睛中吸出该晶状体。该患病晶状体一旦被去除就用人造晶状体来代替。

[0005] 在天然晶状体中，通过被称为调节的机理来提供视远和视近的双焦点。天然晶状体在生命早期是柔软的并且容纳在囊袋内。该囊袋通过悬韧带悬挂在睫状肌上。睫状肌的松弛施加了轴向力，该轴向力使这些悬韧带拉紧并且使囊袋伸长。由此，天然晶状体倾向于变平。睫状肌的拉紧放松了悬韧带上的张力，从而允许囊袋和天然晶状体呈现更圆的形状。以此方式，天然晶状体可以聚焦在近处和远处物体上。

[0006] 随着晶状体的老化，它变得较硬、并且不太能够响应于睫状肌的移动来改变形状。这使晶状体更难聚焦在近处物体上，这种医学症状被称为老花眼。老花眼几乎影响所有45岁或50岁的成年人。

[0007] 当白内障或其他疾病需要去除天然晶状体并替换成人造IOL时，IOL典型地是单焦点晶状体，该单焦点晶状体针对视远提供合适的焦距、但针对视近需要使用一副眼镜或隐形眼镜。已经提出了例如依赖于关于一般性多个焦点的衍射图案的多焦点IOL，但迄今尚未被广泛接受。

[0008] 因此，需要一种安全且稳定的、在广泛且有用的范围内提供调节的调节性人工晶状体。

发明内容

[0009] 本披露涉及曲率变化调节性人工晶状体(IOL)，该人工晶状体可以植入患者眼睛的囊袋中并且被配置成在睫状肌收缩和放松时利用该囊袋的移动能量。在某些实施例中，在此所描述的IOL被设计成使得，囊袋的轴向压缩改变流体光学器件(例如，部分地由可变形光学膜限定的流体填充空腔)的形状，从而改变该膜的曲率以及镜片的焦度。仅是作为一个实例，在此所描述的IOL可以包括流体镜片本体和第二镜片本体，该流体镜片本体和该第二镜片本体各自布置在视轴上并被配置为与囊袋的表面接触，该流体镜片本体和该第二镜

片本体通过多个支柱联接。

[0010] 在囊袋轴向压缩时,支柱上的轴向压缩力可能(例如经由第二光学膜)导致支柱变形(例如,枢转或弯出),这导致可变形光学膜上的张力增加(即,可变形光学膜可以径向拉伸)。由此,可变形光学膜的曲率可能会降低,如在未调节的天然晶状体中。

[0011] 相反,在轴向压缩放松后,可以减轻支柱的变形,并且可变形光学膜可以变得更圆以提供近视视觉,如在经调节的天然晶状体中。例如,在轴向压缩放松后,多个支柱可以被偏置成在与第一方向相反的方向上旋转。根据本文的传授内容的不同方面,在此所描述的IOL可以植入天然囊袋中来替换从中去除的白内障或者老花眼天然晶状体。

[0012] 在某些实施例中,IOL包括流体镜片本体,该流体镜片本体具有用于容纳光学流体的空腔,该空腔至少部分地由以下各项限定:侧壁,该侧壁围绕该空腔延伸并且限定该空腔的直径;和可变形光学膜,该可变形光学膜围绕该侧壁的圆周与该侧壁相交并跨越该空腔的直径。该IOL进一步包括:第二镜片本体,该第二镜片本体与流体镜片本体间隔开距离;和多个支柱,该多个支柱从侧壁延伸并将流体镜片本体联接到该第二镜片本体。这些支柱被配置成囊袋的轴向压缩导致多个支柱使侧壁变形,该变形以增加空腔直径来修改可变形光学膜的曲率的方式进行。

[0013] 本披露的某些实施例可以提供具有相对小的尺寸和/或占据有限体积的囊袋的IOL,同时还提供在其经调节和未调节状态之间的显著的焦度改变。因此,本披露的IOL可以允许在植入期间更小的手术切口。此外,本披露的IOL的某些实施例的形状和/或刚度可以允许IOL与囊的相互作用,其方式是通过直角边缘光学器件、开囊术和机械程序来预防后囊膜混浊(*posterior capsule opacification, PCO*)和前囊膜混浊(*anterior capsule opacification, ACO*)。

附图说明

[0014] 为了更加完整地理解本披露及其优点,现在参考结合附图进行的以下说明,在这些附图中相同的参考数字指示相同的特征,并且在附图中:

[0015] 图1是根据本披露某些实施例的示例性曲率变化调节性人工晶状体的透视图;

[0016] 图2是图1的示例性晶状体的截面视图;

[0017] 图3A是图1的示例性晶状体的截面视图,描绘了该晶状体在囊袋内处于其经调节(近视视觉(*close vision*))状态下;

[0018] 图3B是图1的示例性晶状体的截面视图,描绘了该晶状体在囊袋内处于其未调节(视近(*near vision*))状态下;

[0019] 图4A是图1的示例性晶状体的支柱枢转和可变形光学膜的曲率变化在从经调节状态移动到未调节状态的模拟;

[0020] 图4B是图1的示例性晶状体的支柱枢转和可变形光学膜的曲率变化在从经调节状态移动到未调节状态的模拟的另一视图;

[0021] 图5是根据本披露某些实施例的另一示例性曲率变化调节性人工晶状体的截面透视图;

[0022] 图6是当图5的示例性晶状体从其闲置状态或经调节状态移动至未调节状态的移动的模拟;

[0023] 图7是描绘图6的示例性晶状体从其闲置状态或经调节状态移动至未调节状态的焦度改变的图；

[0024] 图8描绘了如图1所示的示例性晶状体的调制传递函数和焦度改变的数据；

[0025] 图9是根据本披露某些实施例的另一示例性曲率变化调节性人工晶状体的截面视图；

[0026] 图10是根据本披露某些实施例的另一示例性曲率变化调节性人工晶状体的截面视图；并且

[0027] 图11是根据本披露某些实施例的另一示例性曲率变化调节性人工晶状体的截面视图。

[0028] 本领域的技术人员将理解的是，下述附图仅出于说明目的。这些附图不旨在以任何方式限制申请人的传授内容的范围。

具体实施方式

[0029] 本披露总体上涉及以下人工晶状体(IOL)：该人工晶状体被配置成有待植入患者的囊袋中并且可以利用该囊袋的移动来改变IOL的焦度。参见图1和图2，描绘了根据本披露的某些实施例的示例性IOL 10。如图1所示，IOL 10通常包括分开距离的流体镜片本体20和第二镜片本体30。多个支柱40在流体镜片本体20和第二镜片本体30之间延伸，并将流体镜片本体20联接到该第二镜片本体30，从而限定中心空间。在某些实施例中，另外的晶状体(例如，作为固体晶状体)可以布置在该中心空间中，如下文详细讨论的。当将IOL10植入患者眼睛的囊袋中，使得流体镜片本体20和第二镜片本体30布置在视轴(A)上(允许穿过IOL 10的光被流体镜片本体20和/或第二镜片本体30折射)时，在未调节期间，囊袋的压缩可导致多个支柱40以改变流体镜片本体20的形状的方式变形(例如，旋转、挠曲、弯曲、弯出)，从而改变IOL 10的光焦度。

[0030] 该IOL 10的流体镜片本体20可以具有各种各样的构型，但是总体上包括用于容纳光学流体的密封式空腔，该密封式空腔至少部分地由可变形光学膜限定。最佳地如图2所示，该流体镜片本体20包括可变形光学膜22、第二光学膜24、以及环圆周侧壁26，该环圆周侧壁在该可变形光学膜与该第二光学膜之间延伸，使得在流体镜片本体20内形成密封式空腔28(其可以容纳光学流体)。如下文详细讨论的，侧壁26可以联接至该可变形光学膜22上，使得侧壁26的至少一部分的旋转/挠曲(例如，由于支柱40的移动)增大该可变形光学膜22上的张力。在某些实施例中，该第二光学膜24可以比该可变形光学膜22更具刚性，以便提供相对刚性的表面，此时在压缩囊袋的过程中可以施加轴向力。例如，该第二光学膜24可以由比该可变形光学膜22更硬(例如较少弹性的)材料形成。可替代地，该第二光学膜24可以由与可变形光学膜22相同的材料形成，但是相对于可变形光学膜22，该第二光学膜可以具有增加的厚度。

[0031] 在某些实施例中，该第二光学膜24和侧壁26的联结部可以是相对锋利的边缘(例如，表面可以基本上垂直于彼此)，以便在囊袋压缩期间在该联结部产生不连续的囊弯曲。同样，这样的不连续弯曲可以例如通过围绕前镜片本体30的圆周唇缘在IOL 10的前部分产生。

[0032] 虽然该可变形光学膜22在此被描绘并描述为，当被布置在囊袋2内(使得第二光学

膜24接触囊袋2的后表面6的至少一部分)时处于该第二光学膜24的前方,但是本披露设想了,IOL 10可以替代地被配置成使得,当植入囊袋2内(使得该第二光学膜24接触该囊袋2的前表面4的至少一部分)时,该可变形膜22可以被定位在该可变形膜22的后方。

[0033] IOL 10的第二镜片本体30可以包括有助于在此所描述的功能的任何合适的镜片本体。例如,如图1-2所示,第二镜片本体30可以包括固体(即,第二镜片本体30可能缺少空腔)。由此,第二镜片本体20可以提供相对刚性的表面,在该表面上可以在压缩囊袋期间施加轴向力。作为另一实例,第二镜片本体30可以包括类似于流体镜片本体20的流体光学器件。换言之,IOL 10可以包括前流体光学器件(例如,第二镜片本体30)和后流体光学器件(例如,流体镜片本体20),每个光学器件包括可变形光学膜,该光学膜在囊袋轴向压缩时改变形状。

[0034] IOL 10的流体镜片本体20和第二镜片本体30可以各自包括各种各样的材料,包括例如流体不可渗透的和生物相容性的材料。具体而言,可变形光学膜24和第二光学膜24各自可以由光学透明的且平滑的材料构成(例如,光学品质的表面)。示例性材料包括水凝胶、硅酮、丙烯酸材料、以及其他弹性体聚合物和柔软塑料。例如,这些硅酮材料可以是不饱和封端的硅氧烷,例如乙烯基封端的硅氧烷或多乙烯基封端的硅氧烷。非限制性实例包括乙烯基封端的二苯基硅氧烷-二甲基硅氧烷共聚物、乙烯基封端的聚苯基甲基硅氧烷、乙烯基封端的苯基甲基硅氧烷-二苯基二甲基硅氧烷共聚物、乙烯基封端的聚二甲基硅氧烷和甲基丙烯酸酯、以及丙烯酸酯官能的硅氧烷。在其他实施例中,形成晶状体的材料可以是水凝胶或疏水性丙烯酸类材料,例如**AcrySof®**丙烯酸类材料。使用弹性/挠性材料也可以使IOL 10或镜片本体20在植入过程中自身折叠,由此减小为了将IOL 10插入囊袋2中而需要的切口的大小。本披露设想,流体镜片本体20和第二镜片本体30可以由相同或不同的材料构成。

[0035] 在某些实施例中,流体镜片本体20、第二镜片本体30和支柱40可以包括由全部相同材料形成的单一整体,然而这些部分可以在厚度上变化,以提供IOL 10的期望的移动,如在此另外讨论的。例如,该第二镜片本体30可以比支柱40和侧壁26更厚,使得该第二镜片本体30在囊袋的轴向压缩期间向IOL 10提供结构支撑,并且有效地将轴向力传递到支柱40、侧壁26并且最终传递到可变形光学膜22。同样,该第二光学膜24可以相对于侧壁26和可变形光学膜22更厚,使得该第二光学膜24也可以在囊袋的轴向压缩时为IOL 10提供结构支撑。此外,这种构造可以允许该侧壁26响应于支柱40的变形而挠曲或旋转,从而张紧/伸展可变形光学膜22。

[0036] 在某些实施例中,IOL 10的各个部分可以由不同刚度的材料制成,以提供IOL 10的期望移动,如在此另外讨论的。例如,该可变形光学膜22可以由具有低模量的弹性体材料构成,而该第二镜片本体30和该第二光学膜24可以由更刚性的材料构成。

[0037] IOL 10的各种部件可以各自具有有助于在此所描述的调节的任何合适的构型。例如,流体镜片本体20和第二镜片本体30可以各自具有基本上圆形的横截面。可替代地,流体镜片本体20和第二镜片本体30可以各自具有非圆形横截面(例如卵形或椭圆形横截面)。此外,该流体镜片本体20的侧壁26可以具有任何合适的构型,其有助于响应于附接支柱40的变形而旋转/挠曲。例如,该侧壁26可以限定流体镜片本体20的直径27,并且可变形光学膜22可以跨越该直径。在囊袋轴向压缩时(在图2中由箭头所示的方向),支柱40可以在侧壁26

上施加力,从而以引起由侧壁限定的直径27增加的方式来引起该侧壁26变形。特别地,该侧壁26可以变形,使得该侧壁26的至少一部分围绕枢轴旋转。侧壁26的直径27的这种增加可能(例如,通过径向拉伸可变形光学膜22)引起可变形光学膜22的曲率半径的变化。

[0038] 本披露设想,在流体镜片本体20具有非圆形横截面的情况下(例如,具有横向和共轭直径的椭圆形横截面),术语“直径”可以包括多个直径。此外,当术语“直径”包括多个直径时,侧壁变形的增加(以增加由侧壁限定的直径的方式)可以包括一个或多个这些直径的增加。

[0039] 容纳在IOL 10的空腔28内的光学流体可以是任何合适的流体,并且可以包括例如不可压缩的或基本上不可压缩的流体,此类流体表现出与IOL 10周围的流体不同的折射率。由此,透过IOL 10的光可以在可变形光学膜22和第二光学膜24两者上经历折射,折射水平取决于光学流体与外部流体之间的边界的形状(即,可变形光学膜22和第二光学膜24相对于视轴(A)的形状)。用于空腔28的示例性合适流体包括折射率高于水、例如折射率大于1.3的流体。在某些实施例中,该流体可以展现出大于1.36或大于1.38的折射率。在其他实施例中,该折射率可以在约1.3至约1.8的范围内、在约1.36至约1.70的范围内、或在约1.38至约1.60的范围内。合适的流体可以包括盐水、烃油、硅油、和硅凝胶。

[0040] 光学流体可以是在IOL 10的制造过程中、在IOL 10的制造之后但在植入之前、或在IOL 10的植入之后布置在空腔28内。例如,镜片本体20可以包括在填充该空腔28之后被密封或堵塞的填充端口。额外地或替代地,光学流体可以被注入穿过镜片本体20,并且镜片本体20可以是自密封的。

[0041] 多个支柱40可以具有有助于IOL 10的调节的任何合适的构型,如在此描述的。例如,多个支柱40中的每一个大体可以在流体镜片本体20和第二镜片本体30之间延伸(从而将该流体镜片本体20联接到该第二镜片本体30),并且可以被配置为响应于囊袋的轴向压缩来进行移动或变形(如下文详细描述的)。特别地,如图1所示,多个支柱40中的每一个可以在基本上平行于视轴(A)的方向上延伸,并且将流体镜片本体20的圆周上的点或区域联接到第二镜片本体30的圆周上的点或区域。虽然描绘了特定数量的支柱40,但是本披露设想了,任何合适数量的支柱40,其有助于将囊袋的轴向压缩平移至至少可变形光学膜22的曲率的改变。

[0042] 在某些实施例中,每一个支柱40可以是弯曲的。由此,由囊袋施加的轴向力可能倾向于增加支柱40的径向弯曲。由此,可以增加处于未调节状态的IOL 10的最大直径。

[0043] 在某些实施例中,支柱40可以具有随着长度变化而变化的横截面面积,以便提供额外的支撑和/或提供如在此所讨论的支柱40的移动。例如,更靠近流体镜片本体20的支柱40的部分(例如,支柱40的后端)可以相对于靠近第二镜片本体30的支柱40的部分(例如,支柱的前端)更薄。由此,支柱40的后端可以响应于轴向压缩而移动,从而增加可变形光学膜22的变形。

[0044] 在某些实施例中,相邻的支柱40可以经由设置在IOL 10的圆周周围的环状结构46彼此联接。环46可以增加IOL 10在囊袋内的稳定性和/或改善当IOL 10被轴向压缩时施加在支柱40和可变形膜22上的力的均匀性。此外,施加在第二镜片本体30上的轴向力可以由于与环46的联接而更均匀地分布在支柱40之间,并且该环46可以在流体镜片本体20和第二镜片本体30之间的位置处向支柱40提供额外的支撑,其中在轴向压缩期间在支柱40上的压

力集中。

[0045] 在某些实施例中,流体镜片本体20、第二镜片本体30和支柱40可以各自被设计成使得在其闲置状态(如图2所示),IOL 10可以具有沿着视轴(A)略大于囊袋的前后方向深度的长度。由此,在植入时,由囊袋施加在IOL 10上的张力可以将IOL 10基本上保持在期望的位置。此外,流体镜片本体20、第二镜片本体30和支柱40可以各自被设计成使得接合囊袋的前表面和后表面的表面积最大化,同时使IOL 10的总体体积最小化。例如,IOL 10的径向尺寸可以略小于囊袋的直径,以通过最小化由IOL 10的横向拉伸而引起的能量损失来帮助最大限度地将能量传递到IOL 10。

[0046] 现在描述了示例性IOL 10在囊袋2从经调节状态(如图3A所示)转变到非调节状态(如图3B所示)时的移动。首先参见图3A,描绘了处于调节状态下的IOL 10和囊袋2,在该经调节状态下,睫状肌收缩,使得在睫状肌与囊袋2之间延伸的悬韧带是松弛的。由此,在囊袋2上存在很小的径向张力。如上文所描述的,IOL 10的尺寸可以设计成使得在这种状态下,流体镜片本体20和第二镜片本体30可以各自与囊袋2接触,但该囊袋2可以在IOL 10上施加最少量的轴向力。该最少量的轴向力可以帮助将IOL 10保持在囊袋2内所期望的位置。

[0047] 在睫状肌放松后,悬韧带将对囊袋2施加径向张力(如图3B中用实线箭头所指示的),该径向张力致使囊袋2被轴向压缩(如由虚线箭头所指示的)。由此,囊袋2可以对IOL 10(具体地,对流体镜片本体20和第二镜片本体30)施加力,并且该力可能导致流体镜片本体20和第二镜片本体30之间的间隔距离减小。流体镜片本体20和第二镜片本体30之间的分离距离的这种减小可能有助于IOL 10的光焦度改变。然而,影响IOL 10的光焦度改变的主要因素可能是由支柱40的变形引起的可变形光学膜22的曲率变化,如下面进一步讨论的。

[0048] 如通过比较图3A和3B所示,IOL 10的最大直径(例如,在环46处测量的直径)可能由于囊袋2的轴向压缩导致支柱40变形而增加。特别地,位于邻近流体镜片本体20的支柱40的后弯曲部分可以(例如通过围绕流体镜片本体20旋转)径向移动和/或后向移动。由于支柱40的最后端联接到侧壁26,支柱40的这种变形可能对侧壁26施加力并导致侧壁26的变形。例如,侧壁26的至少一部分可以围绕枢轴向外旋转,使得由侧壁26限定的直径27增加。在某些实施例中,限定直径27的侧壁26的部分(即,侧壁26和可变形光学膜22相交的点)可以向前升高可变形光学膜22的周边。侧壁26以增加直径27的方式的变形可以增加可变形膜22的张力和径向拉伸。由此,可变形光学膜22可以表现出较平坦的轮廓(例如,较大的曲率半径)。此外,可变形光学膜22和第二光学膜24(沿着视轴(A))之间的距离可能会降低。当释放囊袋2上的径向张力时,囊袋2和IOL 10可以返回至图2所示的偏置构型。

[0049] 现在参见图4A和4B,当IOL 10从其闲置或经调节状态(如图虚线所示)移动至其非调节状态(如图实线所示)时,描绘了IOL 10的示例性模拟移动的有限元分析。在囊袋轴向压缩时,IOL 10上的轴向压缩力增加,引起支柱40的移动和侧壁26的变形。支柱40的这种移动将施加在IOL 10上的力的至少一部分传递到侧壁26,侧壁又将该力的至少一部分传递到可变形光学膜22。由于可变形光学膜22从所有方向上被抽出,所以在可变形光学膜22上产生的压力沿视轴处于最大值。随着压缩继续,支柱40进一步旋转,并且当可变形光学膜22变得更平坦时,包含光学流体的空腔28改变形状。

[0050] 随着侧壁26的厚度增加和/或其高度减小,IOL 10在压缩期间的整体焦度改变可能减小,或者可能需要较大的轴向压缩力来实现相同的变形。为了实现最大焦度改变,侧壁

26的厚度(即,在径向方向上)可以显著小于其高度(即沿着视轴(A))。此外,可变形光学膜22和侧壁26的联结部的厚度增加可以有助于将支架40的变形更均匀地分布在光学膜22上,这可以减少所需的支柱40的数量而不会引起可变形光学膜22的光学象差。

[0051] 本披露设想,可变形光学膜22的厚度可以被操纵(例如,围绕其面积增加、减少和/或变化),以便在整个调节过程中保持良好的视敏度和高焦度变化。例如,具有低焦度的凸形可变形光学膜22(即中心部分比周边厚的膜)可以减小调节期间的像差。可替代地,如果可变形光学膜22是平坦的(即,膜呈现基本上恒定的厚度),则在中心部分比周边更容易变形。另外,本披露设想,光学孔径晶状体内的IOL 10的每个表面可以是球面或非球面,以便改变穿过其中的光的光学性质。例如,根据本领域已知的并根据本文的传授内容进行修改的方法,第二镜片本体30的各个表面提供各种位置以包括复杂的光学设计。

[0052] 上文所描述的IOL 10可以使用本领域已知的任何合适的技术来制造并且根据本文的传授内容来修改。例如,IOL 10可以被注射模制成使得支柱40和可变形光学膜22可被偏置到图2所示的位置。即,在不存在显著外力的情况下(例如,在眼睛外的自由形式中),IOL 10可以被配置成用于将曲率半径维持成近似其在经调节状态下的形状。因此,在去除或释放该轴向压缩力后(例如,当囊袋从其未调节构型转变到其经调节构型),支柱40将倾向于返回至这个偏置位置。这种偏置构型尤其可以帮助那些例如由于年龄使睫状体已经失去一些收缩力或者囊袋2已经失去了一些弹性的患者。

[0053] 现在参见图5,描绘了另一个示例性IOL 510。IOL 510基本上类似于图1所示的IOL 10,其包括流体镜片本体520、第二镜片本体530和在他们之间延伸的多个支柱540。类似地,流体镜片本体520限定用于容纳流体的空腔528,并且流体镜片本体被配置成由于支柱540的移动而在IOL 510被轴向压缩时改变形状。然而,IOL 510的不同之处在于相邻的支柱540在流体镜片本体520和第二镜片本体530之间的位置处(例如,经由如图1所示的环46)彼此不相互联接。虽然环46可以在一些方面提供稳定性,但是缺少这种环的晶状体(例如IOL 510)可以(例如,通过允许IOL 510被折叠成更紧凑的形状)轻松植入,并且可以使得粘弹性移除变得简易。在某些实施例中,IOL 510的尺寸可以相对于IOL 10具有更大的总直径,以便在囊袋内更径向地延伸,从而在植入后(例如通过减小旋转)增加IOL 510的稳定性。

[0054] 现在参见图6,当晶状体510从其闲置或经调节状态(如图虚线所示)移动至其非调节状态(如图实线所示)时,描绘了IOL 510的示例性模拟移动的有限元分析。在囊袋轴向压缩时,IOL 510上的轴向压缩力引发第二镜片本体530的运动,从而使支架540旋转和/或弯出。该旋转导致施加到可变形光学膜522的径向力,使得包含光学流体的空腔528改变形状,从而改变流体镜片本体520的焦度。

[0055] 现在参考图7,示例性模拟描绘了示例性IOL 510从其经调节状态移动到其未调节状态时的光焦度变化。当晶状体510从其经调节状态(压缩=0mm)压缩到其未调节状态(压缩=0.5mm)时,IOL 510表现出-7屈光度的光焦度变化,这是聚焦焦度的降低(对于远视力,远物体的光线相对于近物体的光线更平行)。

[0056] 现在参照图8,根据图5描绘了晶状体模拟调制传递函数(MTF)和焦度变化。用3mm瞳孔和模型眼进行模拟。在该模拟中,使用简单的球面凸型膜。由于动态像差被膜合理补偿,因此所有MTF曲线都接近于大于约8D焦度变化的衍射极限MTF。

[0057] 现在参见图9,描绘了另一个示例性IOL 910。IOL 910可以基本上类似于图5所描

绘的IOL 510,但是不同之处在于,IOL 910另外还包括被配置为限制流体镜片本体920和第二镜片本体930的相对轴向运动的机械挡块950。在某些实施例中,机械挡块950包括环结构,该环结构被布置于围绕第二镜片本体930和流体镜片本体920之间的视轴,使得环结构在经过选择量的变形后限制或干扰第二镜片本体930朝向流体光学器件920的轴向移动。在某些实施例中,机械挡块950可以由第二多个支柱952支撑,第二多个支柱在支撑第二镜片本体930的多个支柱940之间的位置处、从流体镜片本体920延伸。与支柱940相比,这些第二多个支柱952可以(例如,通过使用较硬或较小弹性的材料或通过具有增加的厚度)提供增加的抵抗压缩力的阻力。因此,当第二镜片本体930被压靠在机械挡块950上时,抵抗了IOL 910的进一步压缩,从而防止了支柱940的进一步旋转,并且最终防止了可变形膜922的进一步变形。

[0058] 图10描绘了IOL 1010的另一示例性实施例,该IOL 1010包括与图9不同的机械挡块1050,不同之处在于该机械挡块物理地影响支柱1040的旋转。例如,如图10所示,流体镜片本体1020包括第二侧壁1050,其径向延伸超过侧壁1026,使得支柱1040的后部在经过一定程度的轴向压缩之后接触该第二侧壁1050。因此,当支柱1040被压靠在机械挡块1050上时,支柱1040的进一步运动被限制,从而防止可变形膜1022的进一步变形,如上文所详细讨论的。

[0059] 可替代地或另外地,可以通过直接限制可变形膜的移动来控制可变形膜的变形。例如,参考图11,描绘了具有机械挡块11150的另一示例性IOL 1110。机械挡块1150可能会干扰可以由可变形光学膜1122表现出的曲率改变。IOL 1110的第二光学膜1124可以不同于IOL 10的第二光学膜24(如图1所描述的),因为第二光学膜1124可以包括向可变形光学膜1122延伸的固体部分(即,在空腔1128内)。因此,可以限制可变形光学膜1122的移动,使其不能移动超过机械挡块的表面轮廓。尽管机械挡块1150被示出为是平面的,但是本披露设想,机械挡块1150可以具有任何合适的形状(例如,机械挡块1150可以是凸起的,以限制膜1122的变形,这取决于期望的光焦度变化)。

[0060] 除了如上所注意到的结构稳定性之外,在此所描述的机械挡块还可以在各种压缩水平下提供一致的最大改变,和/或防止通常在较高焦度变化水平下发生的折射误差。参考图12所描绘的图,例如,虽然在此所描述的IOL可能受到额外的压缩力,但是由于机械挡块可以提供相等的阻力以防止IOL的进一步压缩,所以IOL的焦度变化仍可保持基本上恒定。尽管这样的作用可以限制可以实现的最大焦度变化(如图12的虚线所示),但机械挡块可以有利地提供一致的最大变形。此外,可以通过限制可变形光学膜的最大允许变形来避免例如通过过度张紧可变形光学膜而导致的失败或像差(例如,高折射率误差)。

[0061] 如上所注意到的,在此所描述的IOL通常在镜片本体和支柱之间提供一个空间,其中可以布置固体晶状体。虽然可变形光学膜(例如,图1的可变形光学膜22)的曲率通常负责IOL的光学焦度,但是布置在该空间内的固体晶状体可另外提供焦度改变或本领域可能已知的其他特征(例如,球面、非球面、复曲面特征)。为了进一步辅助递送,固体晶状体还可以是弹性体的或可折叠的以方便插入囊袋中。额外地或替代地,在此所描述的IOL的第二镜片本体可以提供如上所注意到的这种球面、非球面、复曲面特征。

[0062] 在使用中,在此所描述的示例性调节性人工晶状体被适配成有待通过使用根据本文的传授内容所修改的常规外科手术技术来插入人的眼睛中。典型地,首先除去天然晶状

体，并且可以将IOL折叠成紧凑的尺寸，以穿过囊袋中的切口或开口插入。在插入之后，如上文所描述的，可以操纵该单件式IOL(例如，IOL 10)以在囊袋中采取其适当位置。可替代地，将多个部件独立地递送到囊袋的IOL可以原位组装(例如，通过将支柱40联接到独立递送的流体镜片本体20)。在一些方面，可以在该流体镜片本体的空腔内不含光学流体的情况下将在此所描述的IOL植入囊袋中，使得用于植入的方法可以进一步包括，在该晶状体被布置在眼睛内时用该光学流体填充该空腔(例如，经由注射)。以这种方式，在此所描述的示例性IOL的植入可以通过提供调节性曲率变化屈光晶状体来辅助恢复自然视力，该屈光晶状体模拟了天然晶状体响应于睫状体移动而改变形状来根据希望的焦点将入射光不同地弯曲到视网膜上的方式。

[0063] 术语人工晶状体或“IOL”在此用于指代被适配成有待插入患者眼睛中的任何晶状体或晶状体部件。这样的晶状体可以是用于恢复、改善或部分矫正视力的有晶状体眼或无晶状体眼(在本领域中也称为人工晶状体眼)。有晶状体眼与眼睛的天然晶状体结合使用，用于矫正屈光不正，例如近视(近视眼)、远视(远视眼)和散光、眩晕、或其他更高层次的屈光不正(由于不规则形状的眼角膜或在某些情况下不规则形状的天然晶状体导致在视网膜上光聚焦不良而引起的视力模糊)。在由于天然晶状体的疾病例如白内障或混浊而去除该天然晶状体之后，将无晶状体眼或人工晶状体眼晶状体插入眼睛中。无晶状体眼或人工晶状体眼晶状体还可以通过提供与天然晶状体相当的焦度来恢复、改善或部分矫正视力并且还可以矫正近视、远视或其他屈光不正。可以将任意类型的晶状体在虹膜前方植入前房或在虹膜后方植入后房中、以及在天然晶状体前方、或者在去除天然晶状体之前在该天然晶状体所处的区域中。

[0064] 将认识到，各种以上披露的和其他的特征和功能、及其替代方案可以令人期望地组合到许多其他不同的系统或应用中。还将认识到，其中的各种目前未预见或未预料到的替代方案、修改、变化或改进可以后续由本领域的技术人员做出，这些替代方案、变化或改进还旨在被所附权利要求书所涵盖。

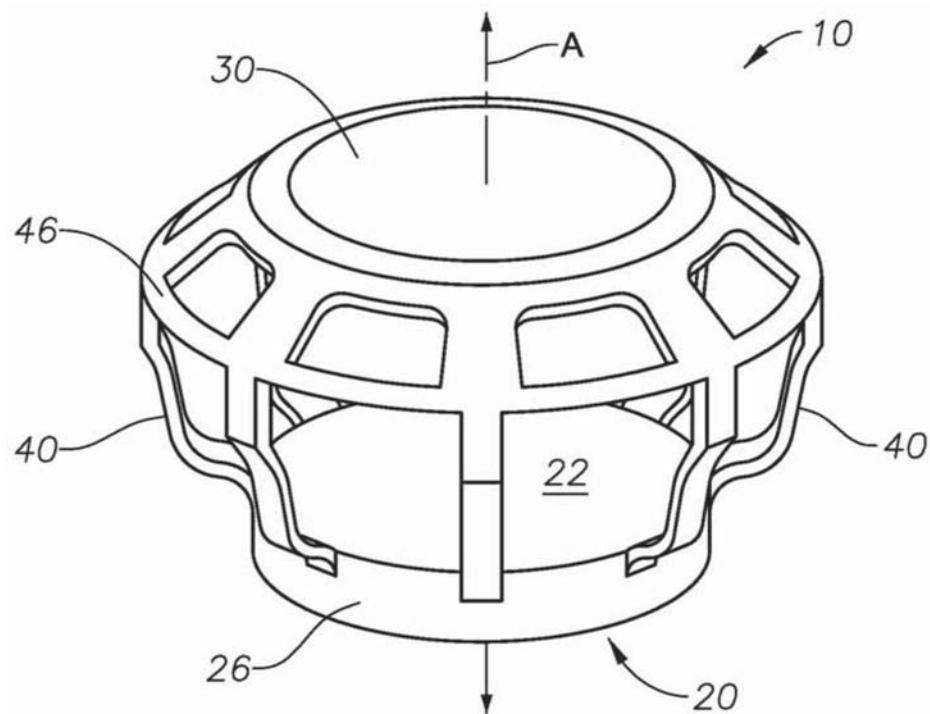


图1

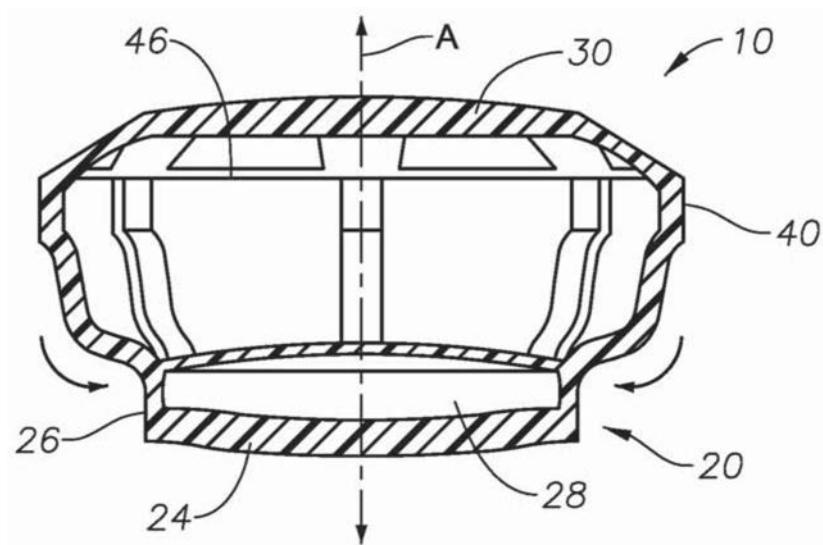


图2

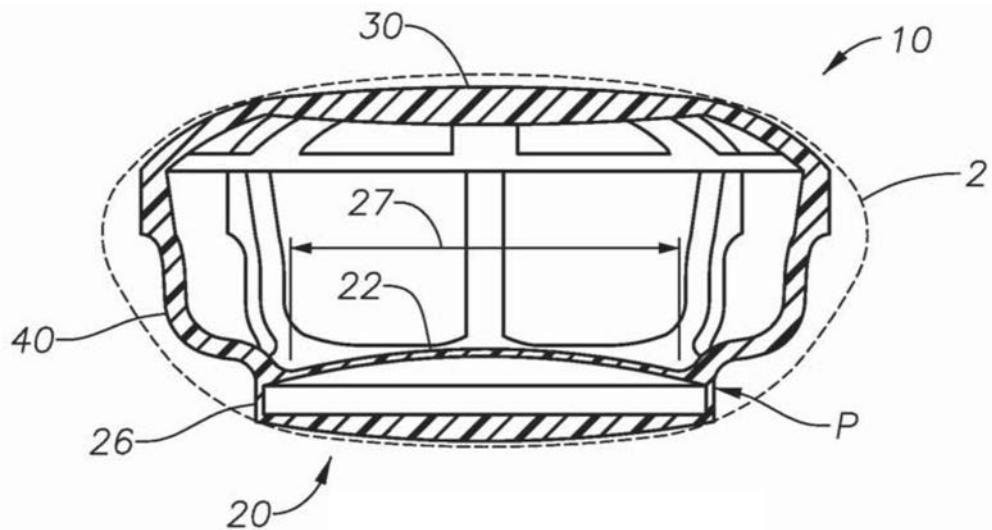


图3A

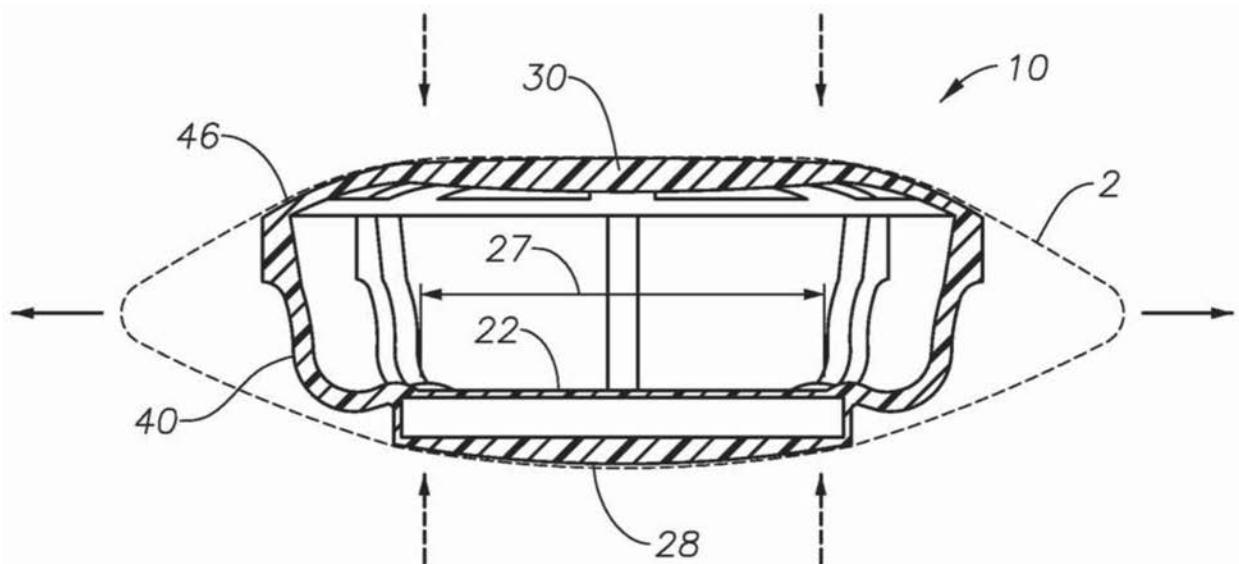


图3B

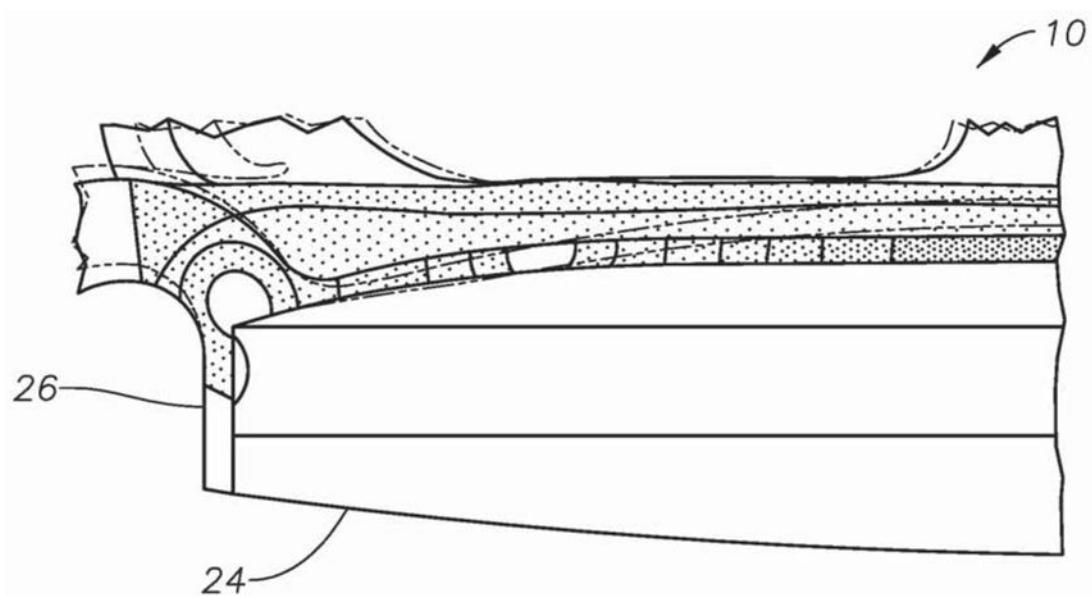


图4A

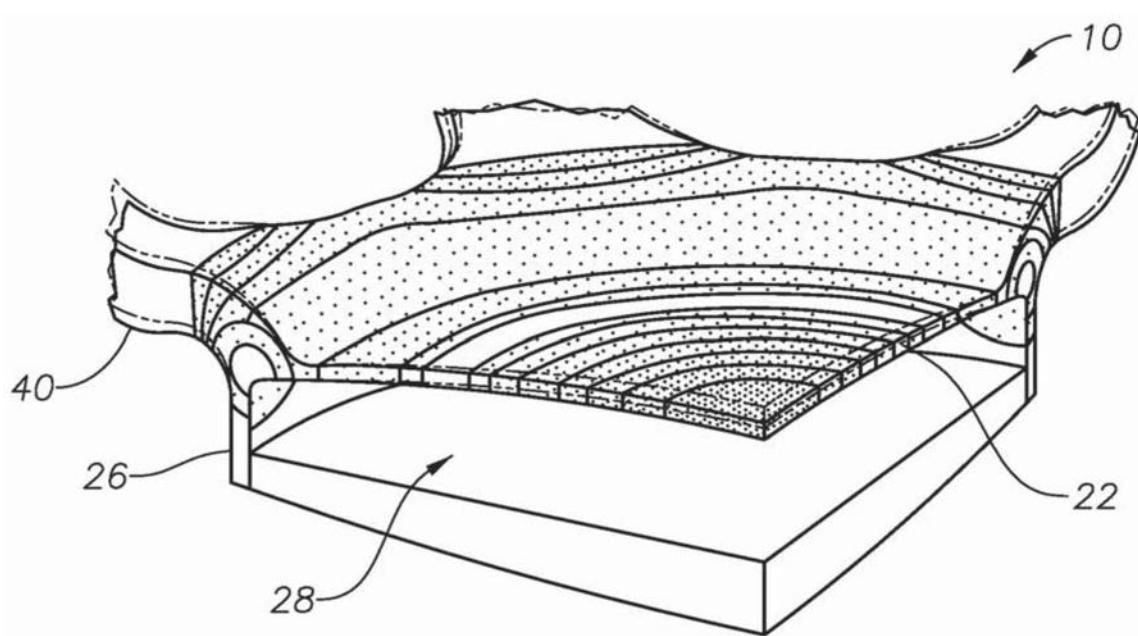


图4B

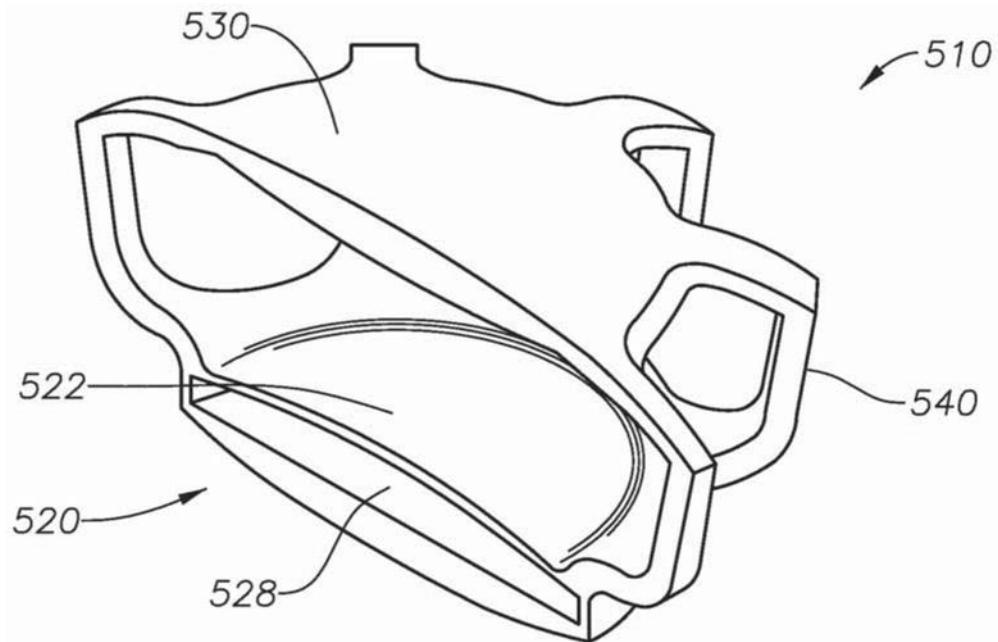


图5

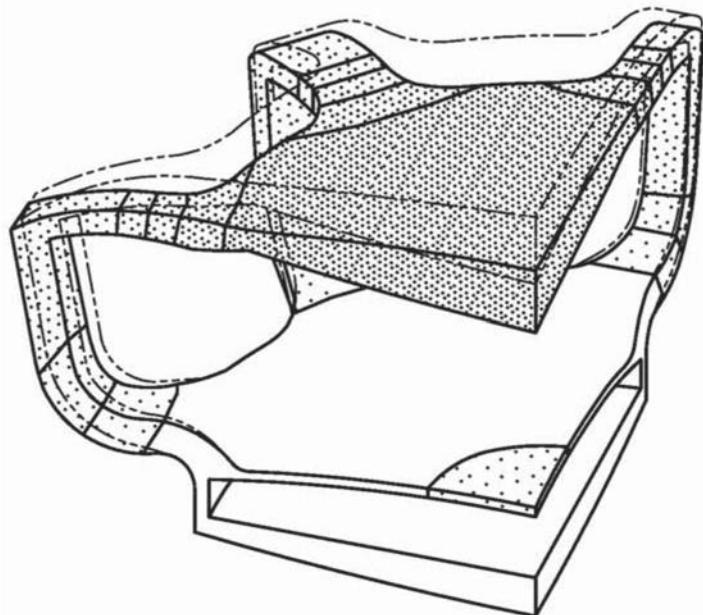


图6

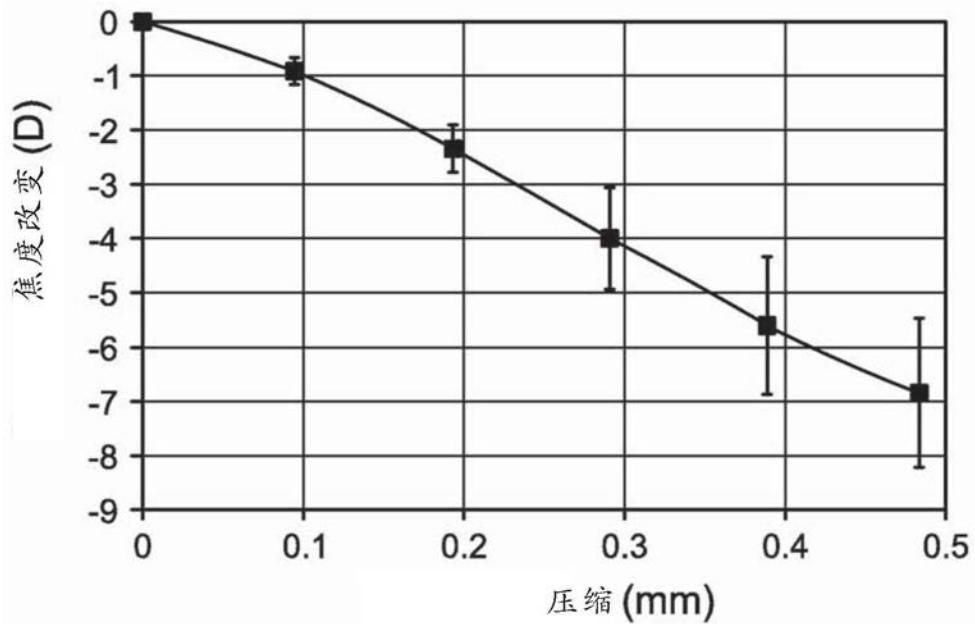


图7

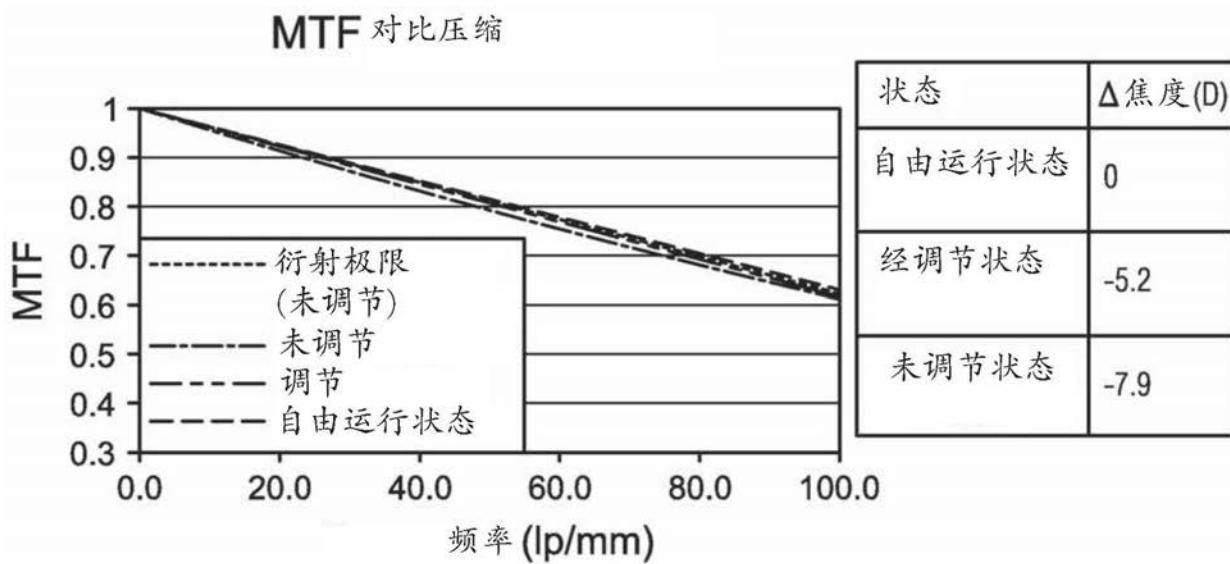


图8

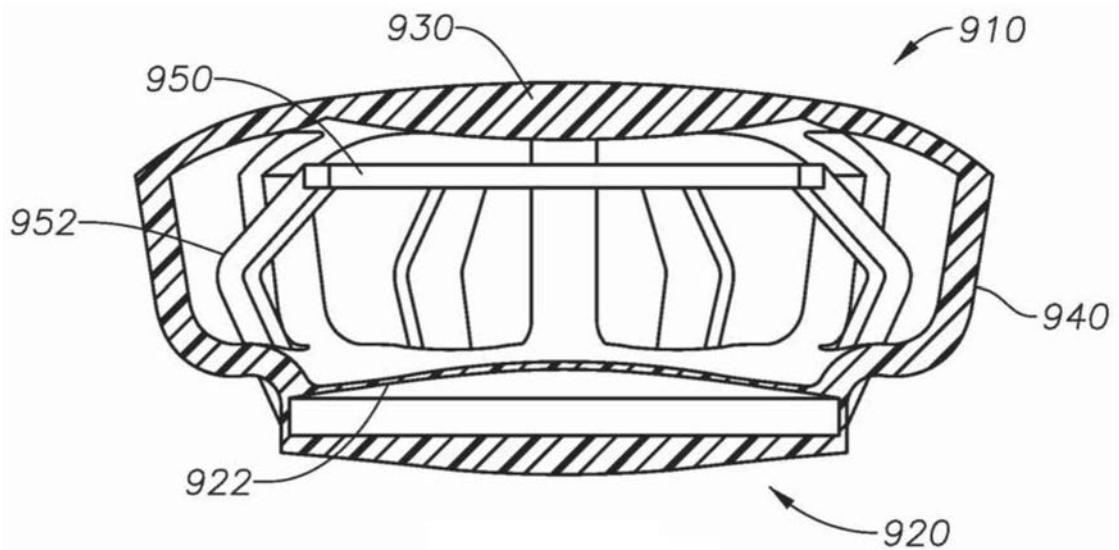


图9

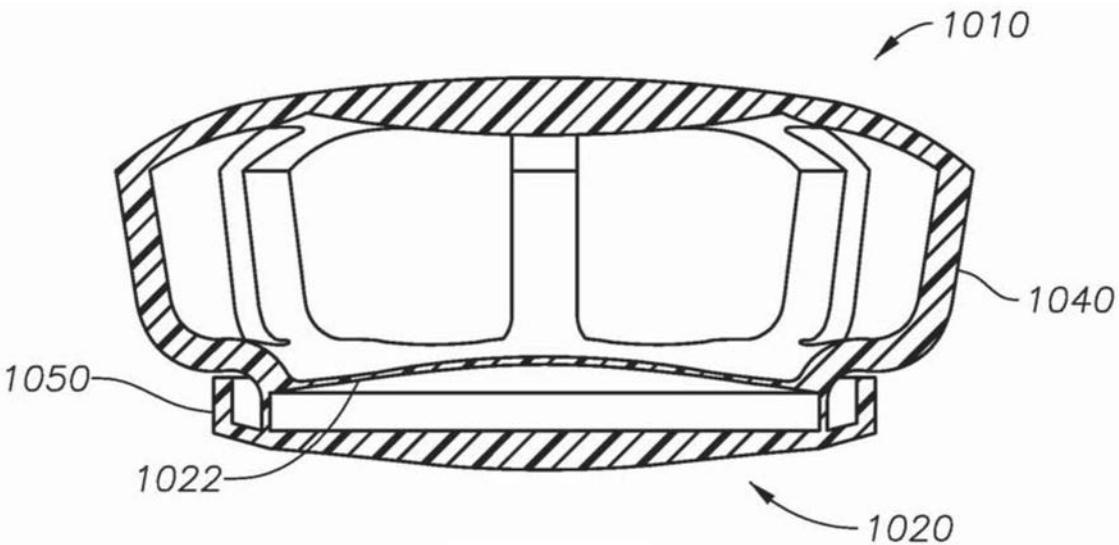


图10

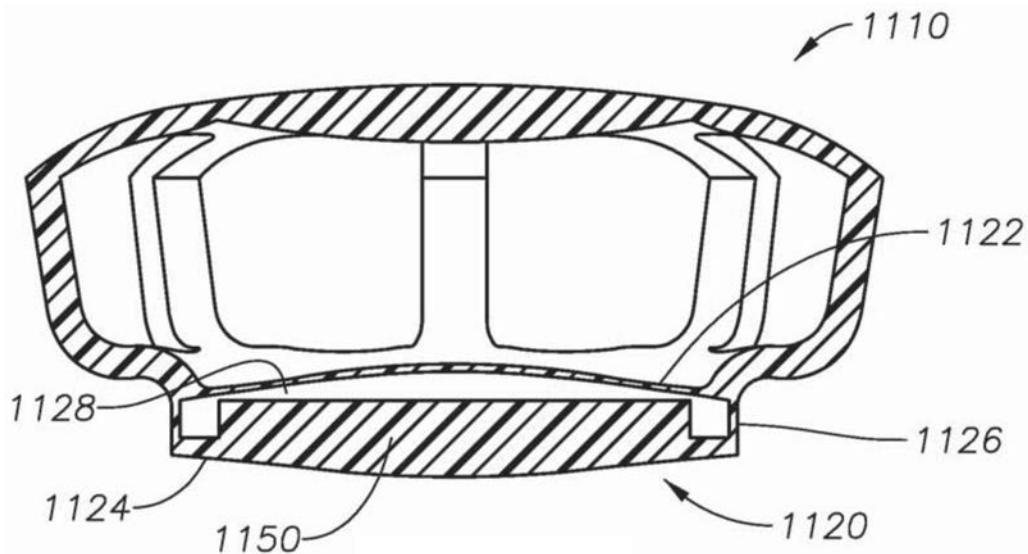


图11

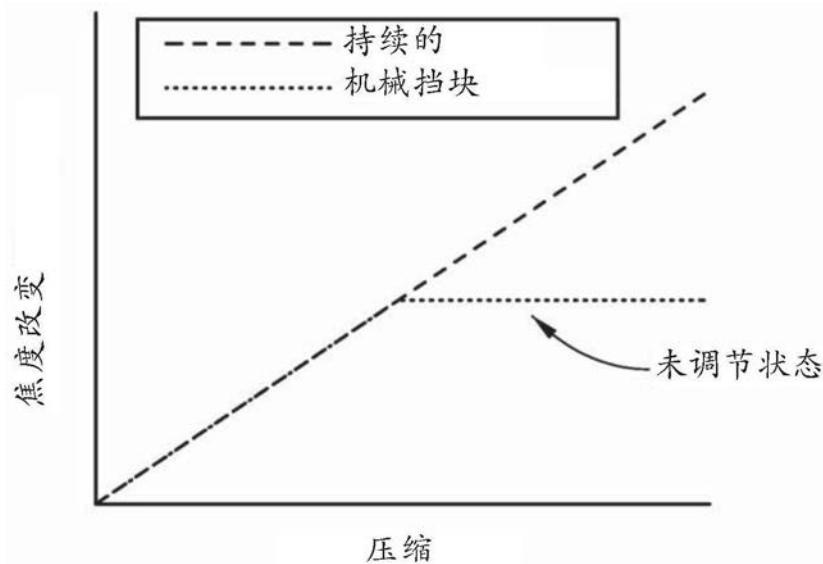


图12