



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104146797 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 19

(21) 申请号 201410357056. 2

(22) 申请日 2010. 01. 11

(30) 优先权数据

61/143, 559 2009. 01. 09 US

(62) 分案原申请数据

201080004221. 6 2010. 01. 11

(71) 申请人 力景公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 C · 亚根托 T · W · 斯米雷

B · P · 弗拉赫蒂 B · 彻斯金

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 刘迎春

(51) Int. Cl.

A61F 2/16 (2006. 01)

A61F 9/00 (2006. 01)

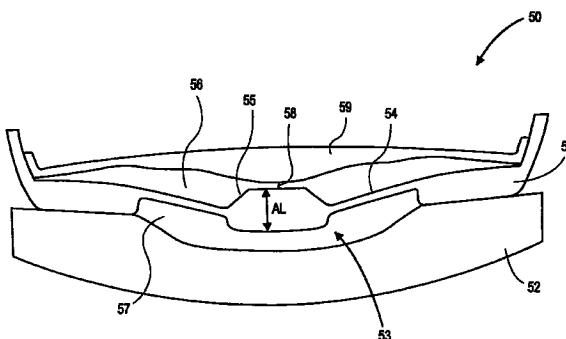
权利要求书1页 说明书17页 附图10页

(54) 发明名称

适应性调节眼内晶状体

(57) 摘要

适应性调节眼内晶状体和用于补偿植入后囊体袋的变化以及适应性调节眼内晶状体和囊体之间尺寸不匹配的使用方法。



1. 一种适应性调节眼内晶状体，包括：

光学部分和布置在所述光学部分的周边的至少一个触觉件，所述光学部分和所述至少一个触觉件流体连通，其中所述触觉件具有流体腔室，所述流体腔室带有比径向内壁薄的径向外壁。

2. 根据权利要求 1 所述的适应性调节眼内晶状体，其中所述径向外壁处于小带接触区域中，并且所述径向内壁处于非小带接触区域中。

3. 根据权利要求 1 所述的适应性调节眼内晶状体，其中所述触觉件具有椭圆形截面构造。

4. 一种适应性调节眼内晶状体，包括：

光学部分和布置在所述光学部分的周边的至少一个触觉件，所述光学部分和所述至少一个触觉件流体连通，其中所述触觉件具有流体腔室，所述流体腔室带有比径向内壁更加弹性的径向外壁。

5. 根据权利要求 4 所述的适应性调节眼内晶状体，其中所述径向外壁比所述径向内壁薄。

6. 根据权利要求 4 所述的适应性调节眼内晶状体，其中所述径向外壁处于小带接触区域中，并且所述径向内壁处于非小带接触区域中。

7. 根据权利要求 4 所述的适应性调节眼内晶状体，其中所述触觉件具有椭圆形截面构造。

8. 一种适应性调节眼内晶状体，包括：

光学部分和布置在所述光学部分的周边的至少一个触觉件，所述光学部分和所述至少一个触觉件流体连通，其中所述触觉件具有流体腔室，所述流体腔室带有比处于非小带接触区域中的壁部分更加弹性的处于小带接触区域中的壁部分。

9. 根据权利要求 8 所述的适应性调节眼内晶状体，其中所述处于小带接触区域中的壁部分比所述处于非小带接触区域中的壁部分薄。

10. 根据权利要求 8 所述的适应性调节眼内晶状体，其中所述触觉件具有椭圆形截面构造。

## 适应性调节眼内晶状体

[0001] 本申请是申请日为 2010 年 1 月 11 日、国际申请号为 :PCT/US2010/020648、国家申请号为 :201080004221.6、名称为“眼内晶状体以及补偿囊体尺寸变化和后植入眼内改变的方法”的进入中国国家阶段的国际申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求 2009 年 1 月 9 日提交的美国临时申请 No. 61/143559 的权利，该临时申请通过引用结合于此。

### 背景技术

[0004] 参考图 1 和 2，首先作为本发明的背景描述人眼的结构和操作。眼 10 包括角膜 11、虹膜 12、睫状肌 13、韧带纤维或小带 14、囊体 15、晶状体 16 和视网膜 17。自然晶状体 16 包括粘性、凝胶状透明纤维，这些纤维以“洋葱状”分层结构配置，并且布置在透明的弹性囊体 15 内。囊体 15 通过围绕其周边的小带 14 附接到睫状肌 13，睫状肌 13 继而被附接到眼 10 的内表面。玻璃体 18 是填充眼 10 的中央的高度粘性的透明流体。

[0005] 与眼隔开，放松的囊体和晶状体具有凸出形状。但是，在通过小带 14 悬置在眼内时，囊体 15 在中等凸出形状（在睫状肌放松时）和高度凸出形状（在睫状肌收缩时）之间运动。如图 2A 所示，在睫状肌 13 放松时，囊体 15 和晶状体 16 围绕周边被拉成较大直径，这造成晶状体采取较薄（沿着光轴测量）和较长的形状。如图 2B 所示，在睫状肌 13 收缩时，小带和囊体袋内的张力减小，并且晶状体采取较厚和较短的形状，因此增加了晶状体的屈光机能。

[0006] 在由睫状肌支承的透明弹性囊体内定位在瞳孔后部的晶状体提供大约 15 屈光度，并且还执行将图像聚焦在视网膜上的关键功能。这种聚焦能力（称为“适应性调节”）使得不同距离处的物体得以成像。

[0007] 年轻的眼内的晶状体的机能可以通过将晶状体的形状从中等凸出形状调节到高度凸出形状而从 15 屈光度调节到大约 29 屈光度。通常被采用以实现这种调节的机构是支承囊体（以及其中容纳的晶状体）的睫状肌在放松状态（与中等凸出形状相对应）和收缩状态（与高度凸出形状相对应）之间运动。由于晶状体本身包括以“洋葱状”分层结构配置的粘性、凝胶状透明纤维，通过睫状肌施加到囊体的力造成晶状体改变形状。

[0008] 随着人变老，晶状体硬化，并且变得不太弹性，从而在大约 45–50 岁之前，适应性调节能力减小到大约 2 屈光度。以后，可以认为晶状体不能适应性调节，公知为“老花眼”的疾病。由于成像距离固定，老花眼通常需要远视近视两用镜来辅助近视和远视。

[0009] 白内障在世界上是失明的主要原因并且是最常见的眼睛疾病。白内障是患者晶状体的任何不透明性，不管它是局部不透明性，还是透明性的扩散性总体丧失。白内障由于年老或其次的遗传因素、外伤、炎症、新陈代谢或营养紊乱或辐射造成。与年老相关的白内障状况是最为常见的。在由于白内障造成的病疾影响或改变个人的日常生活活动时，通过外科手术移除晶状体并且植入眼内晶状体（IOL）是治疗功能性障碍的优选方法。

[0010] 治疗白内障或适应性调节能力下降的一种方法涉及从晶状体囊体移除晶状体母

体，并用眼内晶状体“IOL”代替。一种类型的 IOL 提供单焦距（即不能适应性调节），使得患者具有相当好的远视。但是由于这种晶状体不能适应性调节，患者通常需要眼镜来阅读。  
[0011] 除了与年老相关的适应性调节能力丧失之外，这种丧失还源自于用于白内障治疗的 IOL 放置。在单焦距 IOL 放置之后，不再可能适应性调节，虽然这种能力对于接收 IOL 的个人来说通常已经丧失。

[0012] 适应性调节的 IOL(AIOL) 通过控制来自囊体形状改变（响应于小带张紧和放松）的自然力并用它来驱动 AIOL 的形状或位置改变、继而调节 AIOL 的光学机能来工作。AIOL 的光学机能的改变程度至少部分取决于从囊体袋施加到 AIOL 的力的大小（由于囊体形状改变）。适应性调节（和 / 或不能适应性调节）的程度因此至少部分取决于被植入的 AIOL 的外表面和囊体袋之间的接合程度。AIOL( 至少 AIOL 的某些部分 ) 和囊体袋之间更好的“配合”将使得力从囊体袋更有效地传递到 AIOL。

[0013] 通常希望在植入 AIOL 之前知道囊体袋的尺寸（例如直径、周长、深度等）。另外，囊体的直径会根据患者而变化，或者甚至根据不同的眼而变化，小直径囊体和大直径囊体之间的直径差别大致上是大约 1.5 毫米或 1500 微米。AIOL 和囊体之间的配合将因此取决于患者的测量囊体尺寸。例如，如果囊体袋远远大于 AIOL( 并因此不具有与晶状体的良好“配合” )，囊体袋能够产生的大部分的力会在囊体袋改变形状而不接触 AIOL( 或者接触 IOL 但不将足够的力施加到 AIOL ) 时浪费掉，这造成很小的适应性调节能力或者没有适应性调节能力。相反，如果 AIOL 大于囊体袋，并且需要在植入过程中挤压到袋内，即使没有睫状肌收缩，袋也将在 AIOL 上施加力。在某些情况下，即使睫状肌放松，AIOL 也会转换成永久的适应性调节构型，由此使得患者形成近视漂移。

[0014] 但是，囊体袋尺寸还是难以准确测量。现在测量囊体直径的方法只精确到大约  $\pm 300$  微米。因此即使在测量囊体之后，也会存在植入的 AIOL 的直径根据囊体的实际直径不是希望的危险。例如，植入的 AIOL 会相对于囊体的实际尺寸过大。这会造成永久性的近视漂移。

[0015] 另外，在晶状体植入之后会在眼内出现变化，或者甚至在植入之后 IOL 会出现变化。例如，注意到植入之后会具有来自囊体的愈合响应（会根据患者而变化），其中晶状体囊体围绕 IOL 收缩或皱缩。这会认为是响应于自然晶状体从囊体移除而来自囊体袋的纤维化响应。囊体收缩会使植入后的 IOL 或 IOL 的多个部分变形，这会改变 IOL 的光学机能。IOL 的设定点会因此通过眼内出现的变化（例如囊体收缩）而在植入之后受到影响。

[0016] 一种用于在植入之后补偿眼内或晶状体的这些变化的选择是对晶状体或眼的一部分进行植入后调节。某些植入后调节需要干涉，而某些 IOL 被构造成和配置成在植入之后自我调节或自动调节以补偿眼内出现的变化或晶状体出现的变化。示例性的晶状体和可以对眼进行的植入后调节可包括在 2003 年 2 月 2 日提交的美国申请 No. 10/358038、于 2004 年 10 月 7 日提交的美国申请 No. 10/890576、于 2006 年 8 月 21 日提交的美国申请 No. 11/507946、于 2008 年 7 月 23 日提交的美国申请 No. 12/178304、于 2003 年 2 月 6 日提交的美国申请 No. 10/360091、于 2003 年 8 月 12 日提交的美国申请 No. 10/639894、于 2005 年 11 月 21 日提交的美国申请 No. 11/284068、于 2002 年 8 月 12 提交的美国临时申请 No. 60/402746、于 2002 年 8 月 23 日提交的美国临时申请 No. 60/405471、美国临时申请 No. 60/487541 和于 2002 年 8 月 29 日提交的美国申请 No. 10/231433 中描述的那些，所有这

些申请通过引用结合于此。

[0017] 某些植入后调整的一种可能的缺陷在于它们需要二次干预（即在 IOL 定位在囊体袋之后的另外步骤或过程）。选择可以在植入之后自动补偿眼内出现的或 IOL 本身出现的变化的植入用 IOL 可以潜在地避免所需的二次干预，这可缩短和 / 或简化整个植入过程。

[0018] 考虑到以上提到的问题，因此需要另外的晶状体以及考虑到囊体尺寸的变化、当前测量囊体尺寸的不完美技术、和 / 或为了补偿眼内或眼内晶状体所出现的植入后变化而选择和植入适当晶状体的方法。

## 发明内容

[0019] 一个方面是适应性调节的眼内晶状体 (AIOL)，其包括光学部分和周边部分、布置在光学部分和周边部分的至少一个中的流体，其中 AIOL 对囊体力的增加量具有非线性机能响应。

[0020] 在一些实施方式中，AIOL 在非线性响应的第二部分的过程中的机能变化显著大于 AIOL 在非线性响应的第一部分过程中的机能变化。非线性响应的第一部分过程中的机能变化可以大于零。

[0021] 在一些实施方式中，AIOL 在非线性响应的第一部分的过程中的机能变化基本上是零。

[0022] 在一些实施方式中，周边部分限定与光学部分内的流体通道流体连通的流体腔室，其中流体布置在流体腔室和流体通道内。在非线性响应的第一部分的过程中，主动通道内的流体压力可从第一压力增加到第二压力，并且在非线性响应的第二部分的过程中，流体压力可从第二压力增加到第三压力。主动通道内的流体压力还可在第一部分的过程中保持大致相同，并且在第二部分的过程中从第一压力增加到第二压力。

[0023] 在一些实施方式中，光学部分包括前部元件、后部元件和布置在前部元件和后部元件之间的中间元件，其中中间元件响应于囊体力而偏转。在一些实施方式中，中间元件包括响应于 AIOL 上的囊体力偏转的致动器。在一些实施方式中，中间元件在非线性响应的第一部分的过程中以及在非线性响应的第二部分的过程中偏转。中间元件可在第一部分开始时不接触前部元件，而是在第二部分开始时接触前部元件。在一些实施方式中，与第一部分的过程相比，前部元件的曲率在第二部分的过程中更多地变化。中间元件和后部元件可限定与周边部分流体连通的主动通道，其中前部元件和中间元件限定被动腔室，并且流体是布置在主动通道和周边部分内的第一流体，并且其中被动腔室包含第二流体。

[0024] 在一些实施方式中，周边部分包括响应于囊体袋的力变形的触觉件。

[0025] 一个方面在于适应性调节眼内晶状体 (AIOL)，其包括光学部分和在光学部分周边的非光学部分，其中光学部分包括响应于 AIOL 上的囊体力来改变构型的致动元件，并且其中 AIOL 对于 AIOL 上的囊体力具有非线性机能响应。

[0026] 在一些实施方式中，光学部分包括前部元件和后部元件，并且致动元件布置在前部元件和后部元件之间。致动元件在非线性响应的第一部分开始时不接触前部元件，而是在非线性响应的第二部分开始时接触前部元件。前部元件的曲率可以适用于响应于囊体力变形，并且其中与非线性响应的第一部分的过程相比，前部元件的曲率在非线性响应的第二部分的过程中更多地变形。

[0027] 在一些实施方式中,与非线性响应的第二部分的过程相比, AIOL 的机能能在非线性响应的第一部分的过程中的变化显著更小。

[0028] 在一些实施方式中, AIOL 的机能能在非线性响应的第一部分的过程中保持大致恒定。

[0029] 在一些实施方式中, AIOL 还包括布置在光学部分和周边部分的至少一个内的流体,其中致动元件适用于响应于 AIOL 内的流体移动来改变构型。

[0030] 一个方面在于补偿适应性调节的眼内晶状体上的囊体力的方法。该方法包括提供具有光学部分和周边部分的适应性调节眼内晶状体 (AIOL), 将 AIOL 植入眼内, 并且使得 AIOL 对于 AIOL 上的囊体力具有非线性机能响应, 同时使得光学部分内的致动元件改变构型。

[0031] 在一些实施方式中,使得光学部分内的致动元件改变构型包括使得布置在光学部分的前部元件和光学部分的后部元件之间的致动元件朝着前部元件或后部元件偏转。使得光学部分内的致动元件改变构型的步骤可包括在非线性响应的第一部分的过程中使得致动元件朝着前部元件或后部元件运动,而不接合前部元件或后部元件。使得光学部分内的致动元件改变构型的步骤还可包括在非线性响应的第二部分的过程中使得致动元件接合前部元件或后部元件。

[0032] 在一些实施方式中,为了响应 AIOL 上的囊体力,提供多个机能变化阶段,其包括提供非线性响应的第一部分,其中与非线性响应的第二部分的过程相比, AIOL 的机能能在非线性响应的第一部分的过程中显著小地变化。AIOL 的机能可以在非线性响应的第一部分的过程中保持大致相同。

[0033] 在一些实施方式中,使得光学部分内的致动元件改变构型包括与非线性响应的第一部分的过程相比,使得前部元件的曲率在非线性响应的第二部分过程中更多地变化。

[0034] 一个方面在于适应性调节眼内晶状体的套件。该套件包括多个适应性调节眼内晶状体,每个包括光学部分和周边部分,其中多个适应性调节眼内晶状体的每个具有带有不同物理参数的光学部分元件。不同物理参数可以是光学部分的组成部件的尺寸。光学部分组成部件可以是布置在光学部分的前部表面和后部表面之间的致动器。

[0035] 一个方面在于选择用于植入的适应性调节眼内晶状体的方法。该方法包括测量囊体袋的性能,至少部分根据测量的性能,从多个适应性调节眼内晶状体选择适应性调节眼内晶状体,其中每个适应性调节眼内晶状体具有带有不同物理参数的光学部件元件,并且在患者眼内植入适应性调节眼内晶状体。

[0036] 在一些实施方式中,选择步骤包括选择具有对于眼内晶状体上的囊体力提供非线性机能响应的物理参数的适应性调节眼内晶状体。

[0037] 一个方面在于适应性调节眼内晶状体 (AIOL) 的方法。该方法包括提供在对于第一类型的睫状肌运动的非线性机能响应的第一部分过程中改变机能的 AIOL, 并且其中 AIOL 在对于第二类型的睫状肌运动的非线性响应的第二部分的过程中改变机能, 其中第一和第二类型的睫状肌运动是相同类型的运动,并且非线性机能响应的第一部分的过程中的机能变化不同于非线性机能响应的第二部分的过程中的机能变化。该方法还包括在患者眼中植入适应性调节眼内晶状体,以便为植入的 AIOL 提供非线性机能响应。

[0038] 在一些实施方式中,第一部分过程中的机能变化显著小于第二部分过程中的机能

变化，并且第一部分在第二部分之前出现。在第一部分过程中基本上没有机能变化。

[0039] 在一些实施方式中，AIOL 包括表面元件，其中表面元件的曲率在第一部分的过程中的变化程度不同于表面元件的曲率在第二部分过程中的变化程度。

[0040] 在一些实施方式中，第一和第二类型的睫状肌运动是睫状肌收缩。

[0041] 一个方面在于对适应性调节眼内晶状体 (AIOL) 进行适应性调节的方法。该方法包括提供对于单一类型的睫状肌运动具有非线性机能变化响应的 AIOL，在患者眼中植入 AIOL，并使得 AIOL 响应于单一类型的睫状肌运动以非线性方式适应性调节。

[0042] 在一些实施方式中，单一类型的睫状肌运动是睫状肌收缩。

[0043] 一个方面在于包括光学部分和周边部分的适应性调节眼内晶状体，其中适应性调节眼内晶状体对单一类型的睫状肌运动具有非线性机能变化响应。

[0044] 一个方面在于适应性调节眼内晶状体，其包括光学部分、周边部分和布置在光学部分和周边部分内的流体，其中光学部分和周边部分流体连通，其中周边部分响应于由于睫状肌运动造成的囊体重新成形而变形，以便在周边部分和光学部分之间移动流体，并且其中周边部分被构造响应于与非睫状肌运动相关的囊体重新成形，使得基本上没有流体在周边部分和光学部分之间移动。

[0045] 在一些实施方式中，周边部分包括与光学部分流体连通的至少一个触觉件，其中触觉件被构造响应于与非睫状肌运动相关的囊体重新成形而变形，使得基本上没有流体在周边部分和光学部分之间移动。

[0046] 在一些实施方式中，至少一个触觉件的尺寸大于植入 AIOL 的囊体的尺寸。

[0047] 在一些实施方式中，周边部分包括至少一个具有椭圆形截面形状的触觉件。

[0048] 一个方面在于递送两件式适应性调节眼内晶状体 (AIOL) 的方法。该方法包括在患者囊体内递送框架元件，使得框架接合囊体，并且使其重新成形，并且在囊体内将 AIOL 递送到使得 AIOL 响应于睫状肌运动而适应性调节的位置。

[0049] 在一些实施方式中，递送框架包括使得框架由递送构型重新构成植入构型。

[0050] 在一些实施方式中，重新构造囊体包括在轴向方向上延伸囊体。在轴向方向上延伸囊体可包括在前部方向上延伸囊体的前部部分，并且在后部方向上延伸囊体的后部部分。

[0051] 在一些实施方式中，递送框架元件包括防止囊体由于与非睫状肌运动相关的囊体力而在 AIOL 上施加力。

[0052] 在一些实施方式中，该方法不包括将框架元件固定到 AIOL。

[0053] 通过援引加入

[0054] 此说明书中提到的所有出版物和专利申请通过引用结合于此，如同具体且单独地指出每个单独的出版物或专利申请通过引用来结合那样。

## 附图说明

[0055] 本发明的新颖特征在所附权利要求中特别提出。通过参考下面给出采用本发明原理的示例性实施方式的详细说明和附图，将获得本发明的特征和优点的最好理解，附图中：

[0056] 图 1-2B 表示眼的局部解剖结构。

- [0057] 图 3-5 表示没有死区的示例性适应性调节眼内晶状体。
- [0058] 图 6 表示没有死区的示例性适应性调节眼内晶状体的局部截面图。
- [0059] 图 7 表示具有死区的示例性适应性调节眼内晶状体。
- [0060] 图 8-10 表示在整个适应性调节范围内具有死区的示例性适应性调节眼内晶状体。
- [0061] 图 11 表示包括死区的示例性适应性调节眼内晶状体。
- [0062] 图 12-14 表示可以补偿不与睫状肌运动相关的囊体力的适应性调节眼内晶状体。
- [0063] 图 15 和 16 表示包括在整个触觉件上具有变化刚性的触觉件的适应性调节眼内晶状体。
- [0064] 图 17-19 表示适应性调节眼内晶状体，与非小带接触区域相比，适应性调节眼内晶状体对于小带接触区域内的小带张力具有更多响应。
- [0065] 图 20-22 表示可以在更换晶状体的适应性调节部件之前定位在囊体内的囊体张紧框架。
- [0066] 图 23-25 表示植入在已经定位有张紧框架的囊体内的示例性晶状体。
- [0067] 图 26A-26C 表示在三个示例性囊体的截面上重叠的示例性眼内晶状体的截面图。

## 具体实施方式

[0068] 本发明总体涉及晶状体以及补偿患者晶状体囊体尺寸变化、囊体的不准确测量和 / 或囊体内植入眼内晶状体之后眼内出现的变化或眼内晶状体出现的变化的方法。囊体尺寸的变化以及囊体的不准确测量会造成眼内晶状体和囊体之间的尺寸不匹配。在移除自然晶状体并随后植入眼内晶状体之后眼内会出现的变化包括晶状体囊体的变化。晶状体囊体的变化的例子包括（没有限制）囊体收缩（其特征在于纤维化响应）、囊体硬化、囊体增生、囊体变厚或变薄、任何类型的囊体愈合响应、由于愈合造成的囊体扩张或撕囊或椭圆形撕囊等。虽然这里主要指的是囊体收缩，但眼内晶状体可适用于补偿植入之后囊体的其它类型的变化。

[0069] 虽然本发明在这里主要指的是“适应性调节眼内晶状体”(AIOL)，实施方式和方法不局限于 AIOL，而是也可适用于适当的非适应性调节眼内晶状体（总体称为“IOL”）。这里使用的“眼内晶状体”、“IOL”、“适应性调节眼内晶状体”和“AIOL”因此指的是非适应性调节眼内晶状体和 / 或适应性调节眼内晶状体。这里使用的“晶状体”因此可包括非适应性调节眼内晶状体和适应性调节眼内晶状体。但是一些实施方式具体描述了补偿囊体不匹配和 / 或囊体响应并响应于睫状肌收缩和放松来适应性调节的适应性调节眼内晶状体。

[0070] 在 IOL 植入患者囊体袋之前，囊体通常被测量。一旦囊体或囊体的性能（例如直径）被测量，选择适当尺寸的 IOL 以便植入。在一些实施方式中，适当的 IOL 选自 IOL 的套件，IOL 各自具有根据特定囊体尺寸（根据测量或估计）设定的不同直径。使用套件的一种替代是设计具有根据囊体测量的希望直径的 IOL。但是在替代实施方式（下面更详细描述）中，会不需要测量囊体直径。下面描述的一些眼内晶状体被调整，使其自动补偿尺寸不匹配和 / 或植入后出现的变化，而不必测量囊体直径。提供可以补偿这些问题而不必测量囊体直径的眼内晶状体将通过简化整个植入过程来提供显著的优点。

[0071] 图 3-5 表示在 2008 年 7 月 22 提交的共同待决美国专利申请 No. 12/177857 中更加

详细描述的适应性调节 IOL10 的仅仅示例性的实施方式,该申请通过引用结合于此。IOL10 包括具有触觉件 12 和 14 的周边非光学部分。IOL 还包括具有前部晶状体元件 16、包括致动器 20 的中间层 18 以及基底或后部元件 22 的光学部分。触觉件 12 和 14 的内表面限定与由后部元件 22 和中间层 18 限定的主动通道 26 流体连通的内部容积 24。如图所示,致动器 20 与中间层 18 成一体。触觉件具有被设定尺寸和形状以便配合在支持孔口 13 内的触觉件附接元件 15(可以是刚性或柔性的)。粘合剂层可以被施加到触觉件附接元件的外表面对 / 或支持孔口的内表面,以有助于触觉件附接到光学部分。IOL 在触觉件和主动通道内包括例如硅油的第一可移动介质。IOL 还包括由前部元件 16 和中间层 18 限定的被动腔室 21。被动腔室容纳可与触觉件和主动通道内的介质相同或者可以是不同可移动介质的第二可移动介质(例如流体、弹性体等)。主动通道和被动腔室如所示不流体连通。在一些实施方式中,两种可移动介质是例如硅油的流体。

[0072] 在 AIOL10 植入晶状体囊体(未示出)之后,触觉件 12 和 14 响应于睫状肌运动的变形使得可移动介质在内部容积 24 和主动通道 26 之间移动。在可移动介质从触觉件移动到主动通道时,主动通道内的压力相对于被动腔室内的压力增加,造成致动器 20 在前部方向上偏转。这造成前部元件 16 的曲率改变,由此在此适应性调节构型中增加 IOL 机能。

[0073] 图 6 是示例性 AIOL(未示出触觉件)的光学部分的局部截面图,表示未适应性调节状态(虚线)和适应性调节状态(实线)的光学部分的大致一半。AIOL 包括前部元件 74、包括致动器 73 的中间层 78、和后部元件 75。致动器 73 包括偏转元件 71 和膜片 70。在主动通道 72 内压力增加时,膜片 70 从未适应性调节状态的大致锥形形状的构型改变成适应性调节状态的曲线构型。偏转元件 71 由于主动通道内压力增加而在前部方向上受压。这造成前部元件 74 也在前部方向上偏转,使得前部元件的曲率变陡,并由此增加晶状体机能,如图 6 的适应性调节状态(实线)所示。

[0074] 在一些实施方式中,待植入的 IOL 的直径可以通过改变晶状体的光学部分的直径、IOL 的周边部分的尺寸或两者的组合形成。例如, IOL 直径可以通过改变触觉件的尺寸来改变。

[0075] 在一些实施方式中, IOL 的尺寸的适当程度不取决于(或者至少不完全取决于) IOL 的外部尺寸。在这些实施方式中,可以调节的 IOL 的示例性替代方面包括(没有限制) IOL 的内部尺寸或者 IOL 的具体部件的尺寸、IOL 的制造方式(例如粘接不同 IOL 部件的方法)、布置在 IOL 的至少一部分内的可移动介质的容积。但是, IOL 的外直径可以在另外调节 IOL 的不同方面的同时变化。

[0076] 图 7 表示调节图 3-6 的实施方式的光学元件以便补偿囊体 / 晶状体尺寸的不匹配和 / 或植入之后眼内的变化的实施方式。图 7 表示未适应性调节构型的 IOL50(未示出触觉件)的示例性实施方式的截面图。图 7 的 IOL 和图 3-6 的 IOL 之间的一个差别在于致动器 53 的偏转元件 55 在可流动介质朝着偏转元件 55 移动的整个过程中不接触前部元件 59。在图 7 的实施方式中,由于主动通道内的流体压力开始变化,偏转元件 55 不接触前部元件 59。图 7 可以表示未适应性调节构型,其中偏转元件 55 在 IOL 处于未适应性调节构型时不接触前部元件 59。一旦植入晶状体,图 3-6 所示的 IOL 中的偏转元件至少接触前部元件,并且可以另外粘接其上。图 7 的 IOL 表示成具有由偏转元件 55 和前部元件 59 之间的距离限定的死区 58。在此实施方式中,为提供用于植入的具有适当尺寸的 IOL 而改变的 IOL 的方

面是死区的长度。晶状体的其它内部尺寸也可调节。

[0077] 在图7的实施方式和这里描述的其它实施方式中, AIOL的机能响应于AIOL上的囊体力以非线性的方式改变。即对于AIOL来说, 假设机能相对于囊体力的曲线的斜率在AIOL上的囊体力的整个范围内不是恒定的。通常假设曲线的斜率随着囊体力增加而增加。囊体力可以由于适应性调节响应、尺寸不匹配、植入后囊体变化等而如此。AIOL可具有任何类型的非线性响应。例如, 该响应可被认为在多个离散的阶段出现。每个离散的阶段可以响应于增加的囊体力具有一致性的机能变化。但是在一些实施方式中, 离散阶段不具有一致的机能变化。某些眼内晶状体的响应不在多个离散阶段内出现, 而是机能变化可被认为是随着增加的囊体力是持续的。某些响应会被认为是结合一个或多个离散阶段的持续增加的机能的组合。这里也可包括所有其它类型的非线性响应。

[0078] 在一些实施例中, AIOL响应于囊体重新成形进行第一机能改变阶段, 并且响应于另外的囊体重新成形进行第二机能改变阶段, 其中第一阶段过程中的机能改变不同于第二阶段过程中的机能改变。这里使用的术语“阶段”并不用来指AIOL的总体响应中的离散步骤。这里使用的术语“阶段”通常指的是AIOL的非线性响应的一部分, 并且还可包括整个非线性响应。通常, 阶段或响应的部分(可以任意确定)与AIOL的机能变化相关联。即阶段性的机能变化是在阶段结束和阶段开始之间的机能差。通常, 非线性响应的第一阶段过程中的IOL的机能变化小于非线性响应的至少第二阶段过程中的机能变化。即机能变化的斜率不是恒定的, 而是在非线性响应的过程中在至少某些点处增加。在一些实施方式中, 第一阶段过程中的机能变化大致是零, 从而在第一阶段的过程中IOL机能基本上没有改变。在其它实施方式中, 第一阶段过程中的机能变化基本上不是零, 而是小于第二阶段过程的机能变化。第一阶段过程中的机能变化可以显著小于第二阶段过程中的机能变化。

[0079] 图8-10表示具有死区的示例性IOL(未示出触觉件)的光学部分的构型变化的侧视截面图。图8表示在制造之后以及理论上在植入囊体之后的最初构型的IOL。图10表示处于完全适应性调节构型的IOL, 并且图9表示致动器接触前部元件的构型。IOL300包括前部元件302、中间层304(包括致动器的偏转元件312)以及后部元件306。偏转元件312和前部元件302限定死区或间隙310。

[0080] 在主动通道308或被被动腔室314内具有很小压力或没有压力时, 几何形状和被流动体状态使得死区310存在于偏转元件312和前部元件302之间。如上相对于图3-6所述, 主动通道308内流体压力的增加(由于介质从触觉件朝着主动通道308移动)造成偏转元件312在前部方向上变形(类似于图6所示的变形)。但是由于偏转元件312不直接接触前部元件302(即由于在两者之间具有死区58), 力最初不直接从偏转元件312传递到前部元件302。由于主动通道内给定的最初压力增加, 因此与图7-11的实施方式相比, 图3-6所示的实施例中的传递到前部元件的力的大小较大(假设相应的AIOL在所有其它方面都以相同的方式制造)。死区使得AIOL响应于囊体力来改变构型, 使得响应于增加的囊体力的机能变化是非线性的。此实施方式中的构型变化是偏转元件312的变形。在此实施方式中, AIOL的光学部分响应于作用在AIOL上的囊体力来改变构型。

[0081] 随着主动通道308内的压力继续增加, 偏转元件312继续在前部方向上偏转, 并且接触前部元件302, 如图9所示的构型那样。随着主动通道308内的压力继续增加, 偏转元件312继续在前部方向上偏转, 并且将直接的力施加到前部元件302的一部分(并且只要

偏转元件继续偏转就继续施加力),造成前部元件 302 在前部方向上偏转。这改变了前部元件 302 的曲率,由此增加 IOL 的光学机能。

[0082] 通常,与图 8 和 9 之间的情况相比,图 9 和 10 之间的晶状体的光学机能的变化较大。即晶状体的机能能在偏转元件接触前部元件之后比偏转元件接触前部元件之前更多地变化。这是由于与图 8 和 9 之间的情况相比,前部元件的曲率变化在图 9 和 10 之间显著更大。死区是其中示例性晶状体可以被调整使得 AIOL 对于囊体重新成形的机能响应不是线性的一种方式。在图 8-10 的实施方式中,晶状体的光学机能变化在偏转元件接触前部元件之后更大。

[0083] 为了响应最初的囊体力使得至少一些机能增加可以具有生理上的优点。例如,有利的是提醒大脑要开始尝试适应性调节以实现所需的机能变化。

[0084] 在使用中,在囊体被测量之后,AIOL300 可以被选择,使得在植入之后,死区 300 将补偿围绕 AIOL300 的囊体收缩和 / 或 AIOL300 和囊体之间的尺寸不匹配。囊体收缩和 / 或尺寸不匹配会因此造成 AIOL 改变成图 9 所示的构型。AIOL 的机能变化是非线性的,从而可以防止永久性的近视漂移,或者使其至少最小化。AIOL300 还可响应于睫状肌运动来适应性调节成图 10 所示的完全适应性调节构型。

[0085] 在一些实施方式中,前部元件在未适应性调节构型下是大致球形的(图 8),并且一旦主动通道内的压力开始增加就变成非球形的。在这些实施方式中,参考图 8-10,一旦晶状体开始从图 8 所示的构型朝着图 9 的构型过渡,前部元件变成非球形。但是与图 10 相比,前部元件在图 9 的构型中是不太非球形的。同样,与图 9 和 10 之间相比,前部元件的曲率的变化率在图 8 和 9 之间较小。因此晶状体的机能随着晶状体在图 8 和 9 之间改变构型而增加。但是在与图 8 和 10 的构型之间的整体机能变化相比,这种变化相对不太显著。

[0086] 但是在一些实施方式中,前部表面在未适应性调节构型中是球形的,并且保持球形(或大致球形),直到偏转元件接触前部元件。在这些实施方式中,参考图 8-10,前部元件在图 8 和 9 中至少是大致球形的,并且随着晶状体从图 9 到 10 改变构型而变成非球形。在偏转元件和前部元件进行接触之后,前部元件随着前部元件在前部方向上偏转而变成非球形。

[0087] 在一些实施方式中,随着主动通道内的压力继续增加(在偏转元件接触前部元件之前或之后),致动器继续在前部方向上偏转。由于偏转元件相对于前部元件的尺寸,被动腔室 314 内的流体重新分配,并且在前部元件中造成非球形作用。对于较小的开口来说,这进一步增加了 IOL 的机能。

[0088] 在图 8-10 的实施方式中,其中机能从图 8 变化成图 9 的构型,随着初始力施加到 IOL(图 9),AIOL 提供了较低的机能变化率,并且随着附加的力继续施加(图 10),提供较高的机能变化率。

[0089] 这里描述的不具有死区或实现类似目的的其它特征的 IOL 的实施方式比具有死区的 IOL(假设 IOL 的所有其它方面都相同并且囊体袋具有相同的尺寸)响应于囊体重新成形以更加线性的方式改变机能。死区的使用使得初始力从囊体袋施加到 IOL,同时使患者出现的近视漂移的大小最小化。

[0090] 在使用中,在 AIOL 植入之后,囊体收缩以及晶状体 / 囊体尺寸的任何不匹配会改变 AIOL 的构型。在一些情况下,即使在补偿囊体收缩和尺寸不匹配之后,AIOL 的未适应性

调节构型也还会具有死区（见图 8）。即，施加到 AIOL 的囊体力不完全使得 AIOL 重新构造成图 9 所示的构型。在这些实施方式中，可以考虑死区（或其它类似作用的特征）的使用来形成多种类型或阶段的适应性调节。例如，不是来自睫状肌运动的大致线性的适应性调节响应，该响应是非线性的。这相当于改变晶状体内机能变化率。例如，如上参考图 7-10 所述，施加到囊体袋的初始力造成偏转元件变形，但是形成相对小的适应性调节，或基本上没有适应性调节（即晶状体内的光学变化相对小或基本没有）。这可以认为是第一类型或阶段的适应性调节。但是在偏转元件接触前部元件之后，适应性调节响应增加（即该变化率增加）。这可以认为是第二类型或第二阶段的适应性调节。另外，一个或多个过渡或中间程度的适应性调节会存在于两种类型的适应性调节之间。即，仅仅在偏转元件开始接触前部元件时出现的过渡周期可造成比第一类型的适应性调节多的适应性调节，但是比第二类型适应性调节少的适应性调节。通过使用死区，可以具有任何数量类型或阶段的适应性调节，并且以上的例子只是示例性的。

[0091] 调节死区的长度可以控制响应于给定大小的囊体力的 IOL 内的机能变化率。通过说明，图 7 内的 IOL50 具有比图 11 所示的 IOL60 内的死区 68 小的死区 58。在 IOL50 和 IOL60 被放置在具有相同尺寸的囊体袋内时（并且 IOL 的所有其它方面都相同），与偏转元件 65 接触前部元件 69 的情况相比，从囊体袋施加到触觉件的力将造成偏转元件 55 更加快地接触前部元件 59。这将造成前部元件 59 最终比前部元件 69 更多地偏转。IOL50 的光学机能从未适应性调节构型到适应性调节构型的变化将因此大于 IOL60 的光学机能的变化。IOL50 的机能变化率同样大于 IOL60。

[0092] 替代地，IOL50 和 IOL60 在其相应的未适应性调节和适应性调节状态之间的屈光机能的差别可以大致相同。例如，IOL60 可以被构造成使得前部元件偏转出现延迟，但是一旦偏转元件接触前部元件，IOL60 的机能变化率大于 IOL50 的机能变化率，结果是前部元件最终偏转了相同的量。

[0093] 如上所述，囊体尺寸会根据患者而变化，并且甚至根据不同的眼而变化。如果植入的 IOL 对于囊体来说过大，囊体会将永久的力施加到触觉件，这会增加主动通道内的压力，并增加晶状体的机能。患者会因此形成永久性的近视漂移。替代地，IOL 会过小，造成适应性调节不充分或无效。为了对此进行补偿，基于测量的囊体尺寸，具有所需死区的 IOL 可以被植入囊体。例如，如果囊体被测量并且具有相对小的直径，例如大约 9.7 毫米，囊体会在植入时将力施加到 IOL，造成近视漂移。为了对此进行补偿，可以选择具有相对大死区的 IOL，例如图 11 所示的 IOL。较大的死区允许更多的力从囊体袋施加到 IOL，但产生相对小的适应性调节（与适应性调节的随后阶段相比）或基本上没有适应性调节。在植入时，即使没有睫状肌收缩，小囊体也很可能将力施加到 IOL，但是死区将使得致动器在不接触前部元件的情况下变形。这防止力直接从致动器施加到前部元件，从而形成相对小或基本上没有机能变化。因此防止或至少减小了近视漂移。AIOL 还可如上所述响应于睫状肌运动来适应性调节。

[0094] 替代地，如果囊体被测量并且具有例如大约 11.3 毫米的相对大的直径，IOL 的外直径可能不足以大以在 IOL 和囊体袋之间提供良好配合，并且囊体袋会响应于睫状肌收缩来改变构型，但不造成 IOL 的足够光学机能改变。为了对此进行补偿，可以选择具有较小（或甚至没有）死区的 IOL，例如图 7 所示的 IOL50。一旦植入相对大的囊体，从囊体袋传递

到 IOL 的力将由于较短的死区而更加快速地（并以较大速率）改变光学机能。换言之，如果被放置在相同的囊体袋内，与具有较大死区的 IOL 相比，从囊体施加到 IOL 的力将造成前部元件更加有效的偏转。

[0095] 在使用中，由于非常难以获得精确到大于大约 ±300 微米的囊体袋测量值，并且由于囊体直径会从小到大尺寸变化大约 1.5 毫米，总会存在 IOL 对于囊体来说过大的危险以及造成大的永久性近视漂移的危险。为了补偿这种危险，可以使用这里描述的死区。通过例子，能够施加 10 个单位的收缩力的囊体袋理论上可线性地形成 10 个屈光度的适应性调节。虽然这是理想的，也总是存在近视漂移的危险。因此较为安全的是使得 IOL 对于囊体力的响应是非线性的。例如，IOL 可被设计成使得首先 4 个单位的力形成很小或没有适应性调节，而下面 6 个单位形成完全的 10 个屈光度的适应性调节。在此例子中，IOL 被设计成具有 4 个单位的死区。如果 IOL 对于囊体来说过大，并且囊体因此在 IOL 上施加永久力，晶状体的机能将不变化，或者将相对小地变化，直到 IOL 上的力超过 4 个单位。通过确保死区足够大以补偿由于 IOL 和囊体袋之间的尺寸不匹配造成的任何永久力，可以防止或至少使近视漂移最小化。

[0096] 替代地，可以考虑囊体袋提供 10 个单位的尺寸变化（与 10 个单位的力不同），这可在理论上形成 10 个屈光度的适应性调节。类似于上面给出的例子，可以针对尺寸不匹配和 / 或囊体收缩考虑 4 个单位的尺寸变化。在此例子中，通过囊体施加的力没有所涉及的尺寸那样重要。

[0097] 选择具有如上所述的非线性机能变化响应的晶状体还可用来适应植入晶状体之后出现的囊体袋收缩。囊体通常自然地通过围绕 IOL 收缩和皱缩来响应，如上所述在晶状体上形成永久的力。在收缩时，囊体袋重新成形会造成 IOL 的机能变化，造成眼的永久性近视漂移（即使睫状肌不收缩）。将死区结合到晶状体内以响应于囊体力提供相对小的适应性调节或基本上没有适应性调节，使得囊体能够进行这种自然的愈合过程，同时使永久性的近视漂移最小化或可以甚至避免永久性的近视漂移。

[0098] 在一些实施方式中，使用晶状体的套件，每个晶状体具有不同的死区长度。囊体被最初测量，并且基于测量选择特定的晶状体。改变死区的一个另外的优点在于晶状体的外部尺寸不需要调节。但是替代地，该套件可包括具有变化外部尺寸（例如外直径）的晶状体，并且对于给定的外部尺寸，该套件可包括具有变化的死区的晶状体。这可为选择最为适当尺寸的 IOL 提供更多的选择。

[0099] 在一些实施方式中，如果测量的囊体尺寸小于预定的低阈值水平，可以使用具有第一死区的 IOL，如果测量的囊体尺寸高于预定的高阈值水平，可以使用没有死区的 IOL（或者具有小于第一死区的第二死区的 IOL）。希望的是在 IOL 对于囊体过大的危险很小或没有时，使用没有死区的 IOL。

[0100] 有多种方式来调整这里描述的示例性 IOL 内的死区的长度。一种调节死区的方式是调节偏转元件的轴向长度（沿着晶状体的光学路径）。例如图 7 的实施方式中的偏转元件 58 具有比图 11 的实施方式的偏转元件 65 的轴向长度“AL”长的轴向长度“AL”。在一些实施方式中，死区的轴向长度在大约 0 微米和 400 微米之间。偏转元件可以是在模具中固化的聚合物，其具有特定的轴向长度，或者替代地偏转元件可以在固化之后加工成较小的轴向长度。

[0101] 改变死区的替代方法是调节被动腔室内可移动介质的容积。增加被动腔室内可移动介质的容积增加了死区。这是由于增加被动的可移动介质的量增加了到致动器的向后指向的力和 / 或到前部元件的向前指向的力,由此增加致动器和前部元件之间的距离。类似地,减小被动可移动介质的容积减小了死区。

[0102] 类似地,主动通道内的流体容积可被调节,以便调节死区。

[0103] 死区还可通过改变前部元件的厚度(即轴向长度)来调节。减小前部元件的轴向长度增加了死区,而增加前部元件的轴向长度减小了死区。死区还可通过改变这里描述 IOL 元件中的任何元件来调节。

[0104] 在以上的实施方式中,IOL 的光学部分的一部分响应于囊体力而进行构造改变。如下面描述,代替死区(或除其之外)的特征可以被结合到 IOL,以便提供或帮助提供在非线性响应的第一部分的过程中具有变形或改变构型的能力的系统。

[0105] 图 12 表示补偿囊体尺寸变化和 / 或植入后眼内或眼内晶状体变化但仍可响应于睫状肌运动来适应性调节的眼内晶状体的变型。眼内晶状体 100 包括具有前部元件 102、中间元件 104、和后部元件 106 的光学部分。前部元件 102 和中间元件限定被动腔室 110,而中间元件 104 和后部元件 106 限定主动通道 108。触觉件 112 包括主动腔室 116 和被动腔室 114。被动腔室 110 容纳例如液体的第一可移动介质,并且与被动腔室 114 连通,而主动通道 108 和主动腔室 116 彼此连通,并容纳第二可移动介质。在图 12 中,中间层表示成接触前部元件 102,但是晶状体也可被制成在前部元件 102 和中间元件之间具有间隙(如同上述的实施方式)。

[0106] 在眼内晶状体 100 定位在囊体 124 内之后(见图 13),囊体可进行愈合响应,围绕被植入的眼内晶状体收缩,并在图 13 所示的箭头方向上在眼内晶状体上施加力。替代或另外,囊体可比由囊体尺寸确定值所确定的小(即在眼内晶状体和囊体之间具有尺寸不匹配)。根据尺寸不匹配,囊体可在眼内晶状体上施加类似的压力。在囊体将力施加到眼内晶状体时,如图 13 所示,主动腔室 116/ 主动通道 108 和被动腔室 114/ 被动腔室 110 之间的连通将主动通道 108 和被动腔室 110 内的压力保持大致相同(或者至少使压力之间的差别最小)。由于在主动通道 108 内的压力相对于被动腔室 110 内的压力增加时,眼内晶状体的光学机能通常变化,保持压力大致相同使得眼内晶状体考虑任何的囊体收缩和 / 或患者囊体和眼内晶状体之间的尺寸不匹配,而不形成光学机能变化(或者至少使任何机能变化最小)。即,在由于囊体收缩和 / 或尺寸不匹配出现囊体力时,晶状体将大致保持在未适应性调节的构型。

[0107] 眼内晶状体 100 还可在睫状肌运动的过程中适应性调节。小带总体上从囊体径向延伸(见图 2A 和 2B),并且在睫状肌放松过程中作用在囊体上的小带力在图 14 中总体表示。在睫状肌收缩过程中,小带内的张力减小。小带的径向延伸使得囊体在径向上压缩触觉件,这在主动通道 116/108 内形成比被动腔室 112/110 更大的压力变化,被动腔室 112/110 相对不受径向压缩的影响。主动通道压力相对于被动腔室 110 增加造成中间元件 104 如上所述变形。中间元件 104 的构型变化造成前部元件 102 的曲率变化,由此改变晶状体的机能。眼内晶状体 100 说明了将与睫状肌运动相关的径向小带运动与和囊体尺寸不匹配或植入之后囊体收缩相关的其它囊体力隔离的一种示例性方式。

[0108] 图 15 和 16 表示可以认为是单一尺寸晶状体的眼内晶状体的变型,该眼内晶状体

可以认为与所有（或者大致所有的）不同的囊体尺寸匹配，并且补偿不由睫状肌运动造成的囊体力。在这种和类似的实施方式中，触觉件被设计成径向拉伸囊体。图 15 表示待植入的眼内晶状体和自然囊体 130 的相对尺寸，而图 16 表示植入囊体 130 内的眼内晶状体，拉伸囊体 130 以适应性调节触觉件的尺寸。在此实施方式中，触觉件 132 具有比囊体刚硬的区域 136。在此实施方式中，每个触觉件 132 具有比囊体刚硬的前部和后部区域 136。每个触觉件还包括没有区域 136 刚硬的赤道区域 138，并且在一些实施方式中，大致与囊体同样刚硬。

[0109] 触觉件的比囊体刚硬的部分被构造成拉伸所有（或大致所有）的囊体，而不管其尺寸。眼内晶状体因此相对独立于患者囊体的尺寸，这是由于一旦晶状体植入所有囊体将被拉伸。但是，没有区域 136 刚硬的赤道区域 138 在囊体上的小带力改变时在睫状肌运动的过程中使得晶状体的机能得到调节。由于小带是轻弹簧，即使眼内晶状体比自然晶状体大或小，睫状肌也会能够在眼内晶状体内形成压力变化。此实施方式提供了基本上不敏感于囊体尺寸、但高度敏感于睫状肌运动的眼内晶状体。

[0110] 在一些实施方式中，触觉件在非小带接触区域内是刚性的，而在小带接触区域内是柔性的。图 17 表示眼内晶状体的变型，其中触觉件 140 包括比囊体刚硬的第一区域 144。第一区域 144 的硬度可以经由例如（没有限制）壁厚、壁的几何形状、材料选择等来控制。第一区域 144 布置在囊体内，从而定位在非小带接触区域内（或基本上位于非小带接触区域）。触觉件 140 的第二区域 146 比第一区域 144 更加弹性，并且在图 17 中，第二区域 146 通过具有比第一区域 144 的厚度小的厚度而制成更加弹性。第二区域 144 位于小带接触区域内，并因此更加弹性，以响应于睫状肌运动过程中的小带张紧。弹性可通过例如（没有限制）壁厚、壁的几何形状、材料选择等来调节。

[0111] 图 18 表示触觉件包括比囊体刚硬的硬实心环 150、比囊体刚硬的第一区域 152 和没有第一区域 152 刚硬的第二区域 154 的变型。第二区域 154 大致布置在囊体内的小带接触区域内，而环 150 和第一区域 152 大致布置在非小带接触区域内。硬实心环 150 可以与区域 152 和 154 限定的填充流体触觉件完全隔开。硬实心环可由另一种材料制成，例如（没有限制）PMMA、钛、镍钛等。

[0112] 图 19 表示其中触觉件 160 包括布置在非小带接触区域内的第一区域 164 和布置在囊体 166 内的小带接触区域内的第二区域 162 的替代变型。在此实施方式中，第二区域 162 具有比第一区域 164 小的壁厚。触觉件的各个区域的硬度也可以其它方式控制，例如这里描述的方式。

[0113] 可以用来在保持径向柔性的同时沿着光学轴线（如同以上的实施方式）拉伸囊体的其它仅仅示例性的特征包括例如 I 梁、采用环形力的环等。

[0114] 图 20-22 表示其中眼内植入体包括囊体张紧框架 170 的变型。框架 170 包括环形元件 172 和支承构件 174。环形元件比囊体更刚硬，并且可由例如（没有限制）PMMA、镍钛诺等制成。支承构件 174（表示了两个，但是可以使用一个或多个）将环形元件 172 保持在彼此隔开的固定距离上。支承构件 174 也是相对刚硬的，并且可由与环形元件 172 相同或不同的材料制成。框架 170 是可塌缩的，并且可经由眼内的切口穿过递送装置插入。如果需要，几何形状可以调节，以便插入。例如，环形元件 172 可被分开，使其采取细长的递送构型，以便插入。

[0115] 框架 170 首先定位在囊体袋内。框架 170 可以设置尺寸，使得单一尺寸的框架将拉伸所有类型的囊体。例如，框架可以设置尺寸，使得具有从大约 9 毫米到大约 10.5 毫米的晶状体囊体的所有患者在框架上拉伸。由于框架相对于囊体刚硬，框架 / 囊体系统的几何形状将通过框架几何形状支配和控制。囊体内插入单一尺寸框架的所有患者将具有基本上框架的尺寸的囊体，而不是框架插入之前的大约 9 毫米到大约 10.5 毫米。图 21 表示相对于两个不同囊体 176 和 178 具有环形元件 172 的单一尺寸框架。囊体 176 大于囊体 178。图 22 表示框架定位在囊体之后两个囊体 176 和 178 的尺寸。两个囊体现在具有大致相同的尺寸和构型。

[0116] 在囊体通过囊体张紧框架 170 拉伸之后，眼内晶状体 180 接着定位在囊体内，如图 23 所示。晶状体 / 囊体界面（图 23 中是囊体 / 触觉件界面）可以布置成使其不接合支承构件 174。即使囊体位于囊体尺寸范围的大端，类似于弹簧作用的小带也应该保持在张紧状态。

[0117] 图 25 表示在眼试图不适应性调节时将囊体 192 拉成大于囊体张紧框架 170（所示的环形元件 172）的直径的小带 190。在眼试图适应性调节（或者如果囊体在植入之后收缩）时，如图 24 所示，囊体张紧框架防止触觉件和晶状体被挤压或致动超过框架确定的直径。囊体张紧框架因此可类似于内部触觉件止挡地作用，其具有限制囊体在晶状体上向内运动的性能，而不显著改变囊体赤道能力，从而在晶状体或其他眼内装置上进行工作。

[0118] 图 26A-26C 分别表示在三个不同囊体袋的截面视图上重叠的 AIOL 的替代实施方式的截面图。图 26A-26C 表示 AIOL 和囊体袋的截面的相对尺寸。在附图中，前部方向“A”总体朝着页面的左侧（朝着角膜），而后部方向“P”总体朝着页面的右侧（朝着视网膜）。眼内晶状体包括具有触觉件 202 的周边部分和包括后部元件 204、中间元件 206 和前部元件 208 的光学部分。眼内晶状体响应于睫状肌运动如图 3-6 的实施方式所述适应性调节。

[0119] 触觉件 202 被成形和设置尺寸，使其大于它们将要定位其中的囊体的周边部分。具体地，在此实施方式中，触觉件的前部部分比囊体在前部方向上延伸得更远，并且触觉件的后部部分比囊体在后部方向上延伸得更远。如上相对于图 3-6 的实施方式所述，包括柔性材料的触觉件 202 限定与主动通道 210 流体连通的内部腔室。布置在触觉件 202 和主动通道 210 内的可流动介质（例如流体）响应于柔性触觉件和囊体之间的相互作用造成的囊体重新成形而移动。由于触觉件和囊体的相对尺寸，在图 26A-26C 所示的眼内晶状体被植入图 26A-26C 所示的任何囊体时，囊体的周边部分被重新构造以便接收触觉件，并且囊体因此在囊体接合触觉件的区域内在触觉件 202 上施加力。由于囊体在植入后变化（例如囊体收缩），附加的力另外施加到触觉件。

[0120] 在力由于触觉件 202 和囊体 200 之间的尺寸不匹配以及植入后囊体变化而施加到触觉件时，触觉件和囊体之间的接合以及触觉件 202 和囊体 200 的尺寸和形状使得在触觉件和主动通道之间基本上没有净流体移动。尽管力施加到触觉件，但力基本上被抵消，造成基本上没有净流体移动。基本上没有净流体运动造成主动通道 210 内基本上没有压力增加。如上相对于图 3-6 所述，前部元件 208 的曲率因此基本上没有变化，从而基本上没有机能变化。触觉件的尺寸和形状因此使眼内晶状体的机能变化最小，并因此使近视漂移最小。眼内晶状体还可用作适应性调节眼内晶状体，以响应于睫状肌运动，如上相对于图 3-6 所述。

[0121] 在图 26A-26C 所示的实施方式中,施加在触觉件的上部和下部(即附图的顶部和底部)的力趋于增加触觉件的容积,造成流体朝着触觉件移动,并因此趋于减小晶状体机能。但是施加到触觉件前部和后部(即附图的侧部)的力趋于减小触觉件的容积,造成流体朝着光学部分移动,并且因此趋于增加晶状体的机能。触觉件被设计成使得施加到触觉件的顶部和底部的力基本上等于施加到触觉件侧部的力。因此,触觉件容积基本没有变化,因此基本上没有流体运动。在此实施方式中,触觉件被设计成使得通过囊体施加在触觉件的力基本上不使得触觉件容积出现变化,因此基本上防止眼内晶状体的机能变化。此原理也可适用于非流体驱动的适应性调节眼内晶状体,该晶状体具有响应于囊体力变形的周边区域。根据晶状体机能被构造以便响应于植入后囊体变化造成的尺寸不匹配而变化的方式,晶状体的可变形周边区域可被构造成使得施加在周边部分上的净力基本上不造成机能变化。

[0122] 触觉件 202 具有大致椭圆形或卵形的截面,如图 26A-26C 所示。在一些实施方式中,触觉件的前后厚度是大约 3.2 毫米,触觉件的宽度是大约 1.2 毫米,并且触觉件的壁厚是大约 0.2 毫米。所列举的尺寸不打算以任何方式进行限制。在一些实施方式中,在被囊体压缩但还未运动流体(即未适应性调节构型)时的眼内晶状体的直径是大约 9.1 毫米。

[0123] 在图 26A 中,囊体 200 具有 9.80 毫米的直径“D”、4.25 毫米的厚度“T”、10 毫米的前曲率半径“RA”以及 5.53 毫米的后曲率半径“Rp”。在图 26B 中,囊体具有 9.8 毫米的直径、4.25 毫米的厚度、7.86 毫米的前曲率半径以及 6 毫米的后曲率半径。在图 26C 中,囊体具有 10.21 毫米的直径、4.25 毫米的厚度、10 毫米的前曲率半径以及 6 毫米的后曲率半径。

[0124] 在替代实施方式中,如上所述的死区可以被结合到图 26A-26C 所示的 AIOL 内。即使触觉件 202 设置成由于囊体重新成形而基本上没有机能变化(除了由于睫状肌运动的囊体重新成形),死区可被结合到响应于囊体/触觉件尺寸的不匹配和/或植入后囊体变化使得朝着偏转元件移动的流体量最小的情况。为了另外确保基本上没有机能变化,可结合死区。替代或另外,死区可被结合到图 26A-26C 所示的晶状体,以便提供两个阶段的机能变化,如上更加详细描述。

[0125] 可以被调整以包括死区或其他补偿囊体收缩或囊体尺寸变化的特征的示例性替代 AIOL 可以在以下专利文件的实施方式中找到:美国专利 No. 7122053、美国专利 No. 7261737、美国专利 No. 7247168、美国专利 No. 7217288、美国专利 No. 6935743、美国专利申请公开 2007/0203578、美国专利申请公开 2007/0106377、美国专利申请公开 2005/0149183、美国专利申请公开 2007/0088433、美国专利申请公开和 2008 年 7 月 22 日提交的美国申请 No. 12/177857,所有这些专利文献通过引用结合于此。

[0126] 在一些实施方式中,IOL 的例如前部元件、中间层和后部元件的多种部件可以由一种或多种适当的聚合合成物制成。在一些实施方式中,光学部件由基本上相同的聚合材料制成。可以用于 IOL 的部件的示例性聚合合成物包括 2008 年 2 月 21 日提交的本申请人所有的共同未决的美国专利申请 No. 12/034,942 和 2008 年 7 月 22 日提交的美国专利申请 No. 12/177,720 中描述的那些。这里使用的“可流动介质”包括但不限于硅油。包括主动可流动介质和被动可流动介质的光学部分的所有部件基本上是指数匹配的,以便提供由前部元件的前部表面和后部元件的后部表面限定的大致单一的晶状体元件。这里使用的“基本上是指数匹配的”指的是其部件意欲具有相同的折射指数以及其部件具有大致相同的折

射指数的 IOL。但是一些部件可具有不同的折射指数，在 IOL 内形成附加的界面。

[0127] 在希望使得材料的指数尽可能匹配时，两种或多种硅油可混合在一起，以便形成具有比两种或多种硅油的单独任一种更加接近聚合物折射指数的混合折射指数的可流动介质。这种指数匹配技术在市场购买的硅油具有接近（但是没有希望那样接近）用于 IOL 的部件的聚合合成物的折射指数时很有用。在一些实施方式中，选择具有给定折射指数的聚合物。两种或多种流体接着以所需的百分比混合在一起，使得流体具有尽可能接近地匹配聚合物折射指数的折射指数。

[0128] 用于提高 IOL 内的流体（例如硅油）和聚合物之间的指数匹配的另外技术在于选择聚合物和流体，使得聚合物将吸收流体（到一定程度）。通过吸收一定量的流体，由于得到的聚合物的折射指数更加接近流体的折射指数，流体和聚合物之间的折射指数不匹配减小。在聚合物吸收一些硅油之后，聚合物基本上变成聚合物 - 流体的混合物，其折射指数在聚合物的折射指数和流体的折射指数之间。

[0129] 虽然本发明致力于设计或选择晶状体来补偿不同的囊体尺寸和 / 或植入之后出现的变化，可以通过这里描述的晶状体，进行另外的植入后适应性调节。例如，可以使用下面的专利申请中描述的植入后适应性调节的任何方法或任何晶状体特征来调节植入后的晶状体：2003 年 2 月 2 日提交的美国申请 No. 10/358038、2004 年 10 月 7 日提交的美国申请 No. 10/890576、2006 年 8 月 21 日提交的美国申请 No. 11/507946、2008 年 7 月 23 提交的美国申请 No. 12/178304、2003 年 2 月 6 日提交的美国申请 No. 10/360091、2003 年 8 月 12 日提交的美国申请 No. 10/639894、2005 年 11 月 21 日提交的美国申请 No. 11/284068、2002 年 8 月 12 日提交的美国临时申请 No. 60/402746、2002 年 8 月 23 日提交的美国临时申请 No. 60/405471、2002 年 8 月 29 日提交的美国临时申请 No. 60/487541 和美国申请 No. 10/231433，所有这些专利文献通过引用结合于此。有利的是不仅能够选择这里描述的适当尺寸的 IOL，而且能够在植入之后调整晶状体。对这里描述的任何晶状体的植入后调节可例如用来调节植入后的晶状体的设定点。

[0130] 虽然本发明致力于可以用来补偿囊体尺寸变化和眼内或晶状体出现的变化的填充流体的 AIOL 的具体结构特征，本发明不打算局限于此。替代的 AIOL（包括流体驱动或非流体驱动的）可类似地构造和配置成对于囊体袋力、变化的机能变化率等具有非线性响应。如这里描述，极其有利的是任何或所有的 AIOL 在植入之后能够响应于囊体收缩来变形，而没有（或只有非常小的）晶状体光学机能变化。

[0131] 可以被调节以便补偿植入后眼内出现的变化的示例性替代 AIOL 在以下专利文献中描述：美国专利 No. 7452378、美国专利 No. 7452362、美国专利 No. 7238201、美国专利 No. 7226478、美国专利 No. 7198640、美国专利 No. 7118596、美国专利 No. 7087080、美国专利 No. 7041134、美国专利 No. 6899732、美国专利 No. 6884261、美国专利 No. 6858040、美国专利 No. 6846326、美国专利 No. 6818158、美国专利 No. 6786934、美国专利 No. 6764511、美国专利 No. 6761737、美国专利申请公开 No. 2008/0269887、美国专利 No. 7220279、美国专利申请公开 No. 2008/0300680、美国专利申请公开 No. 2008/0004699、美国专利申请公开 No. 2007/0244561 以及美国专利申请公开 No. 2006/0069433，所有这些专利文献通过引用结合于此。

[0132] 虽然这里已经描述和说明了本发明的优选实施方式，本领域的普通技术人员将明

白这些实施方式只通过例子提供。本领域普通技术人员将明白多种变型、改型和替代，而不偏离本发明。应该理解到可以在实施本发明中采用这里描述的本发明的实施方式的多种替代。所打算的是权利要求限定本发明的范围，并且本发明的范围覆盖这些权利要求范围内的方法和结构极其等同物。

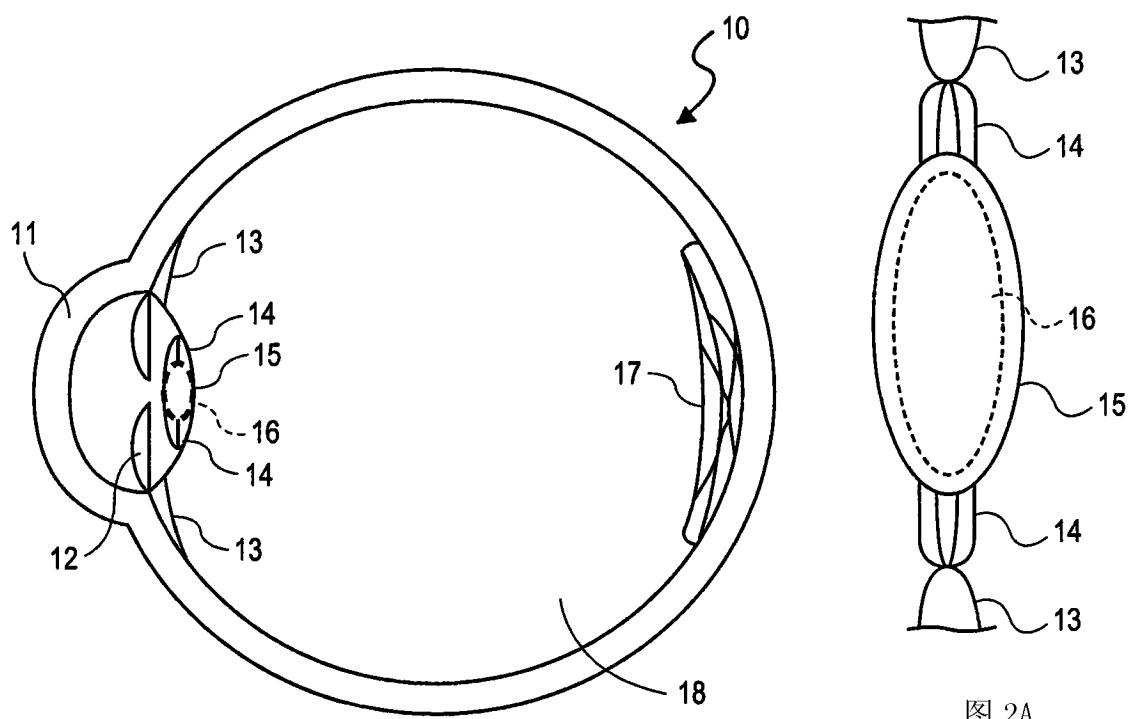


图 2A

图 1

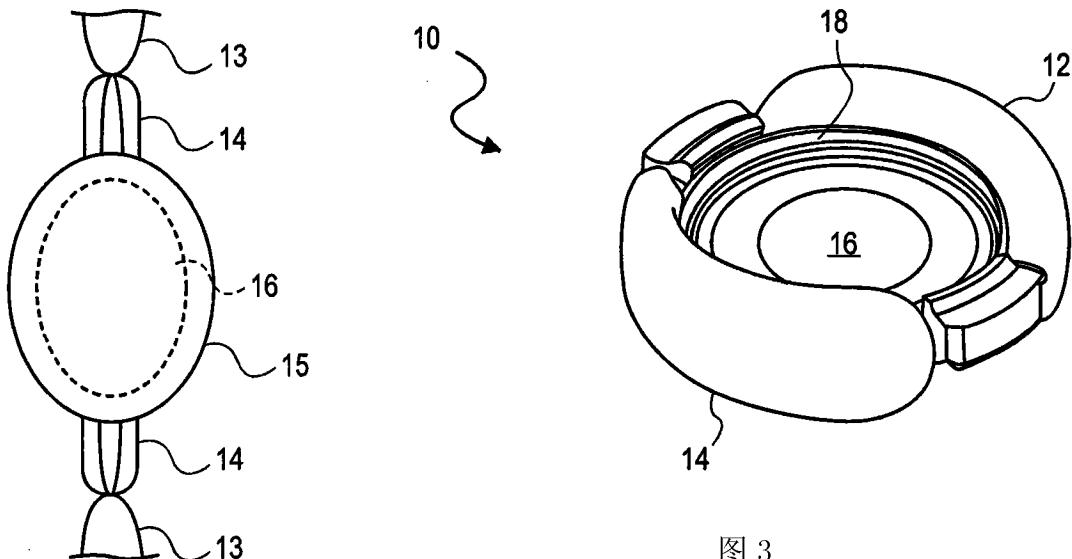


图 3

图 2B

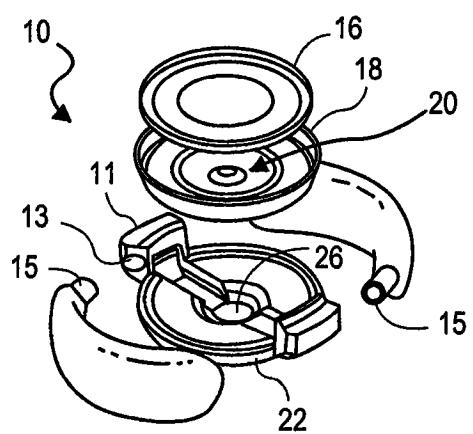


图 4

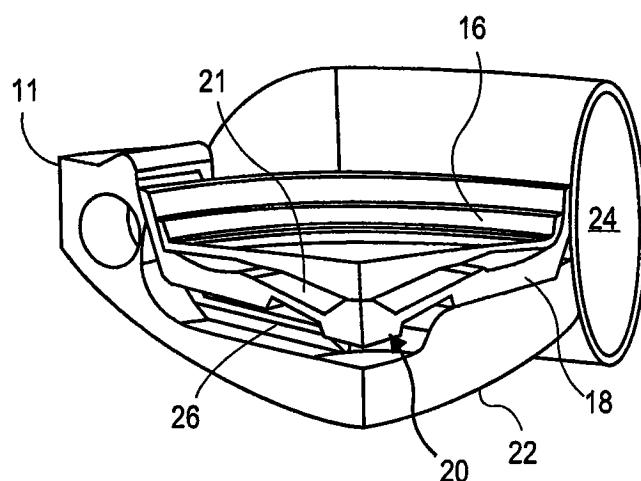


图 5

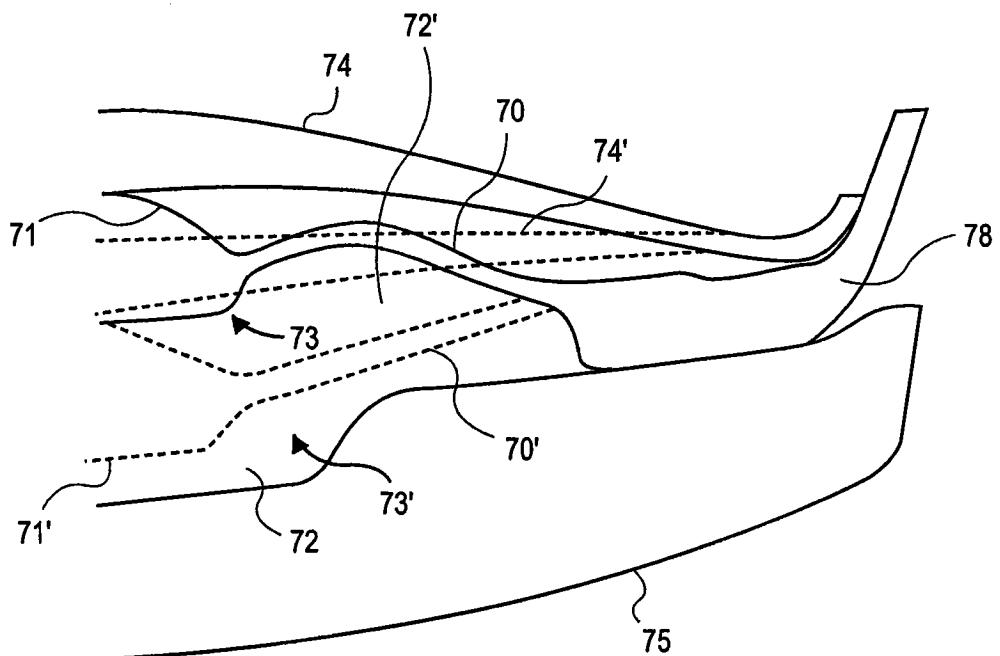


图 6

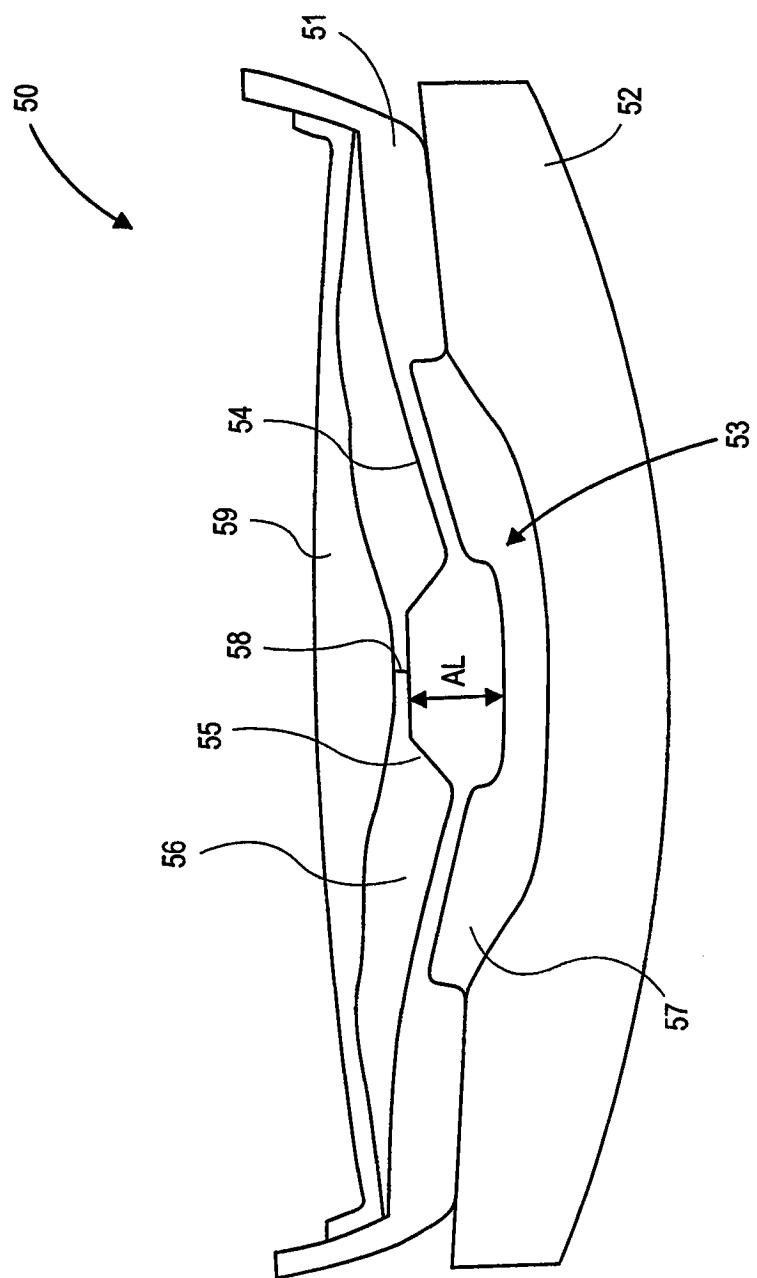


图 7

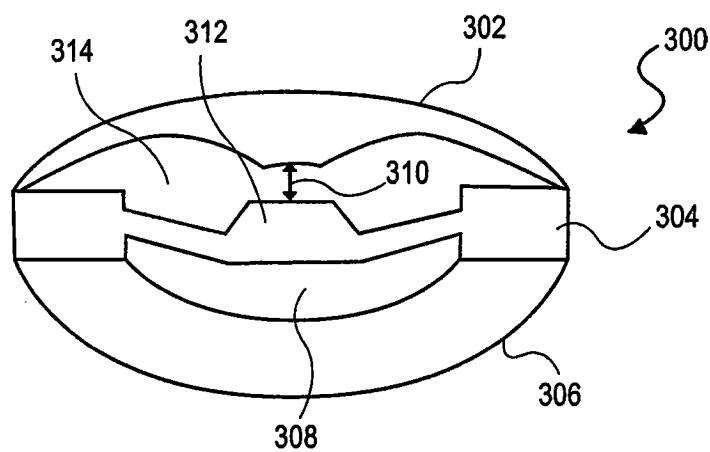


图 8

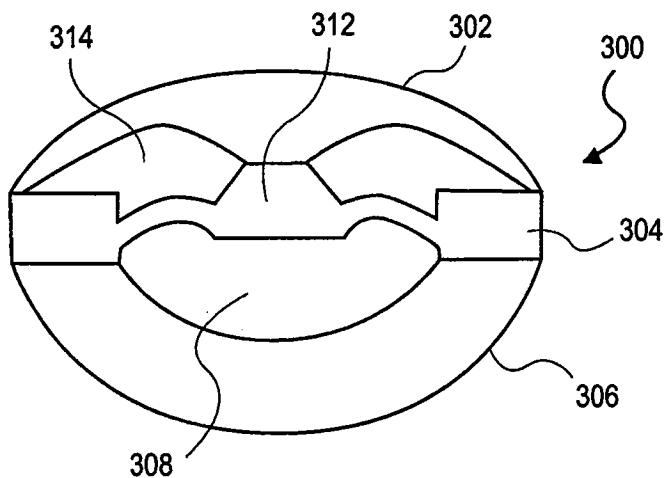


图 9

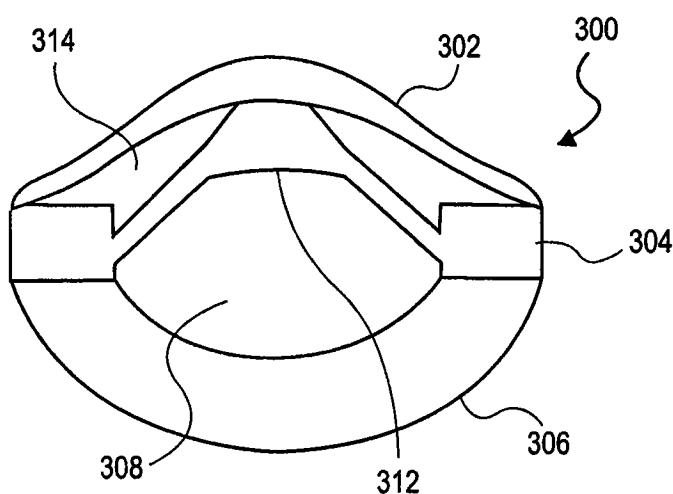


图 10

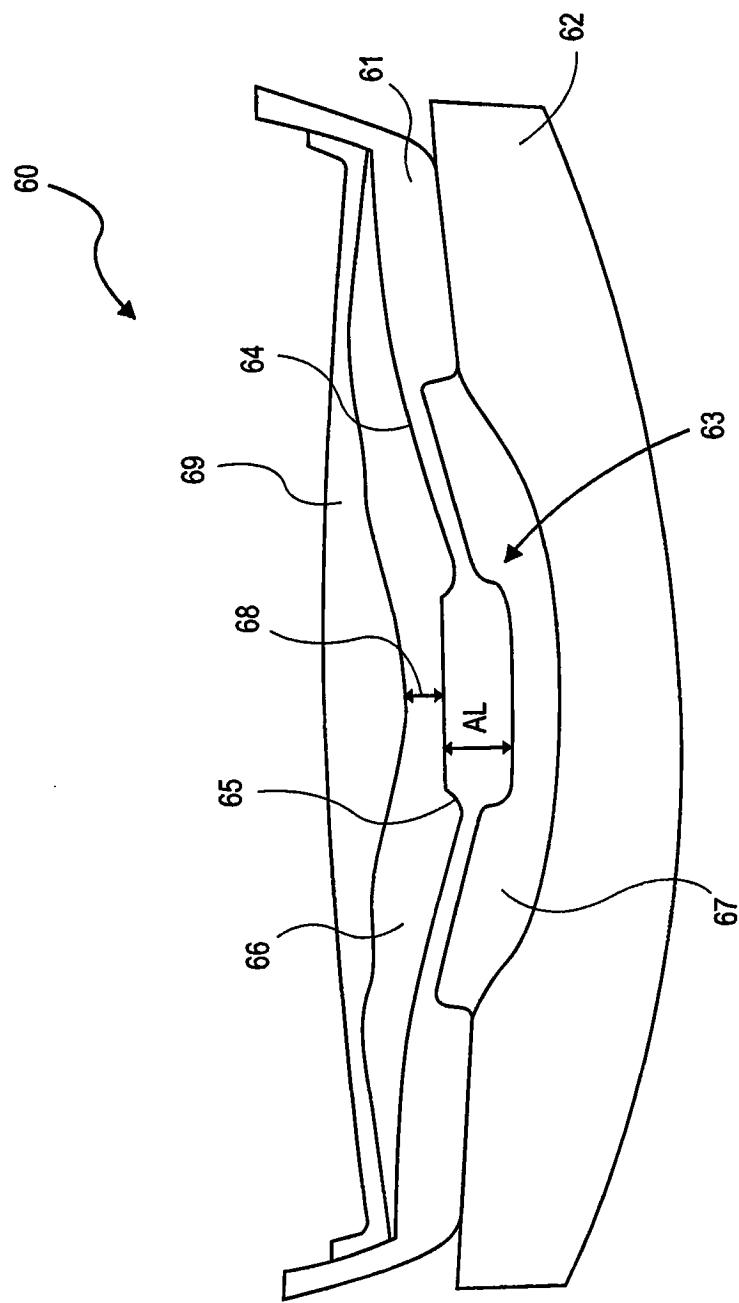


图 11

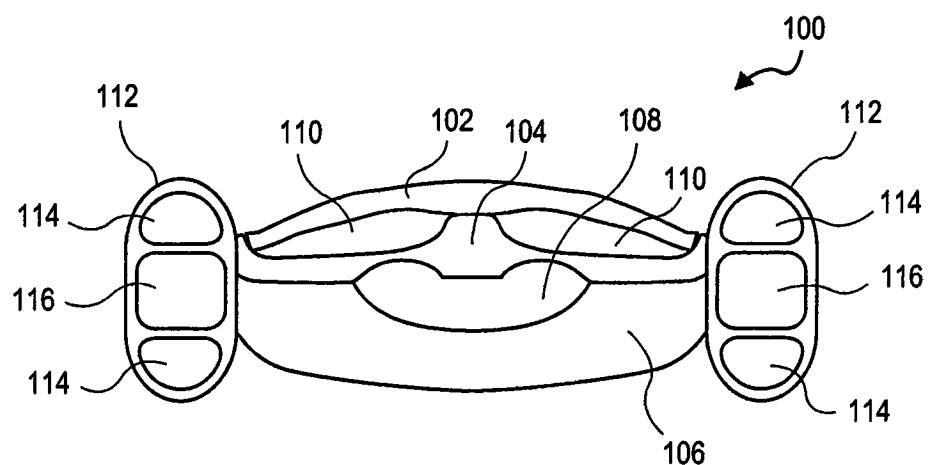


图 12

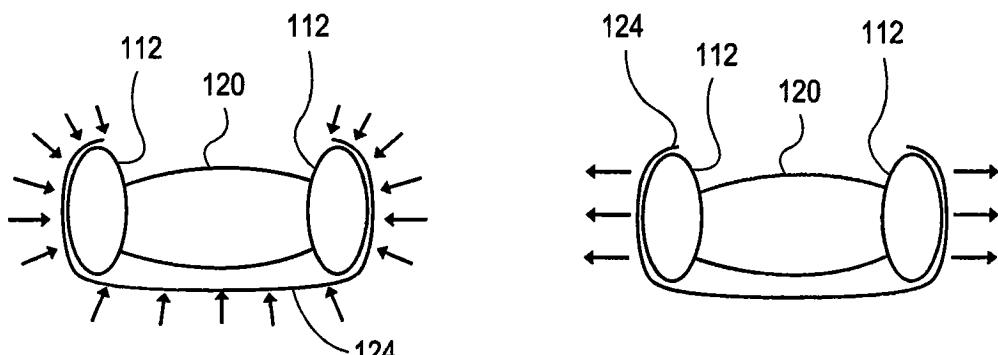


图 14

图 13

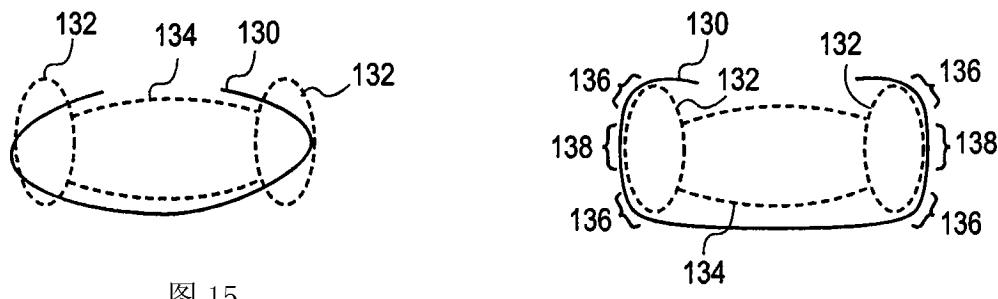


图 15

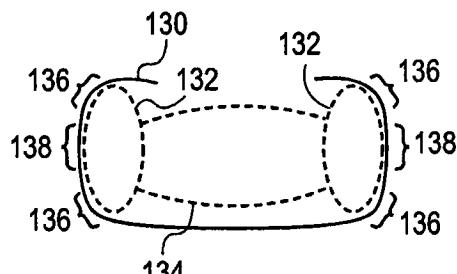


图 16

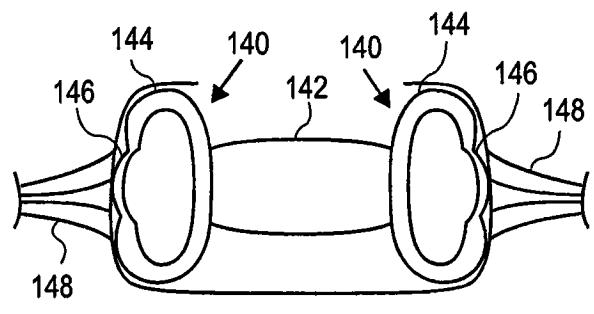


图 17

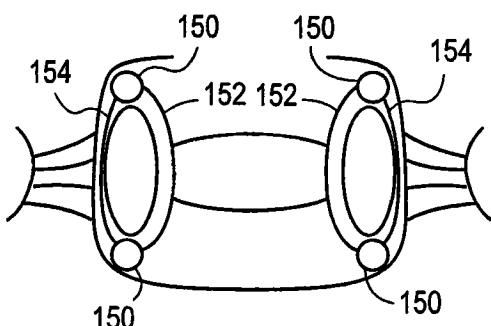


图 18

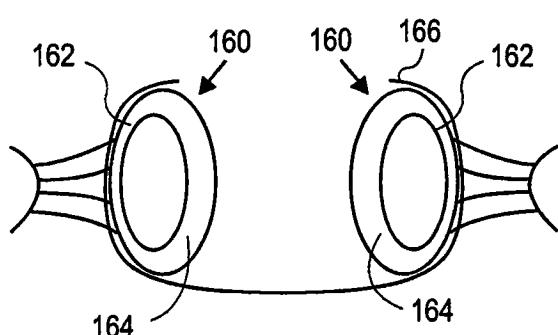


图 19

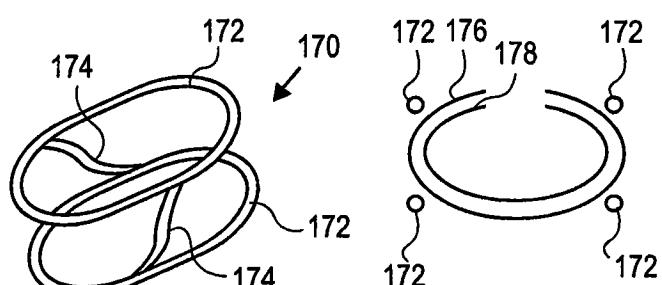


图 20

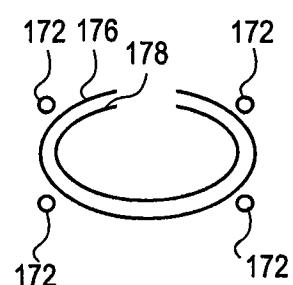


图 21

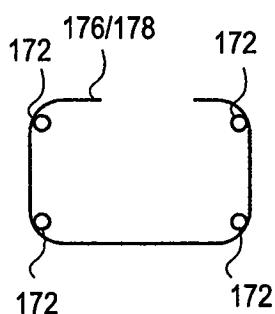


图 22

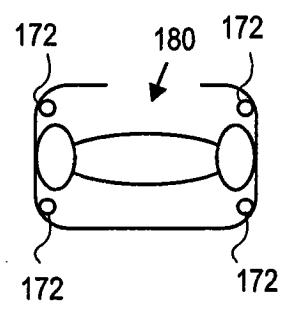


图 23

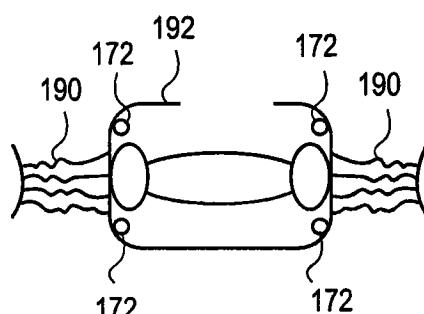


图 24

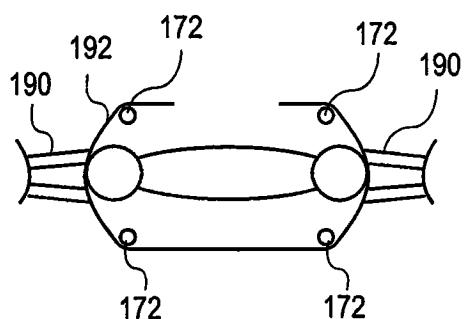


图 25

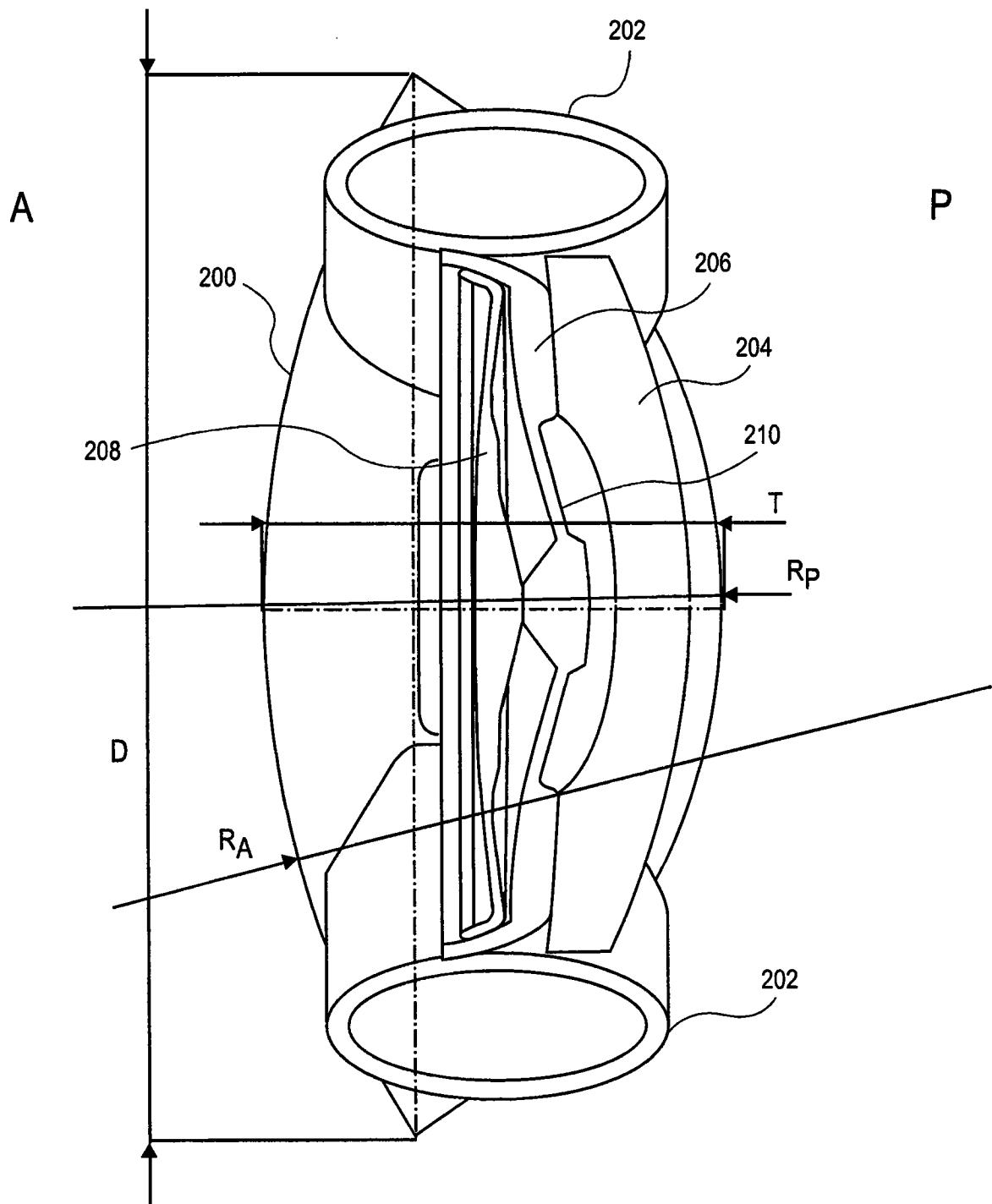


图 26A

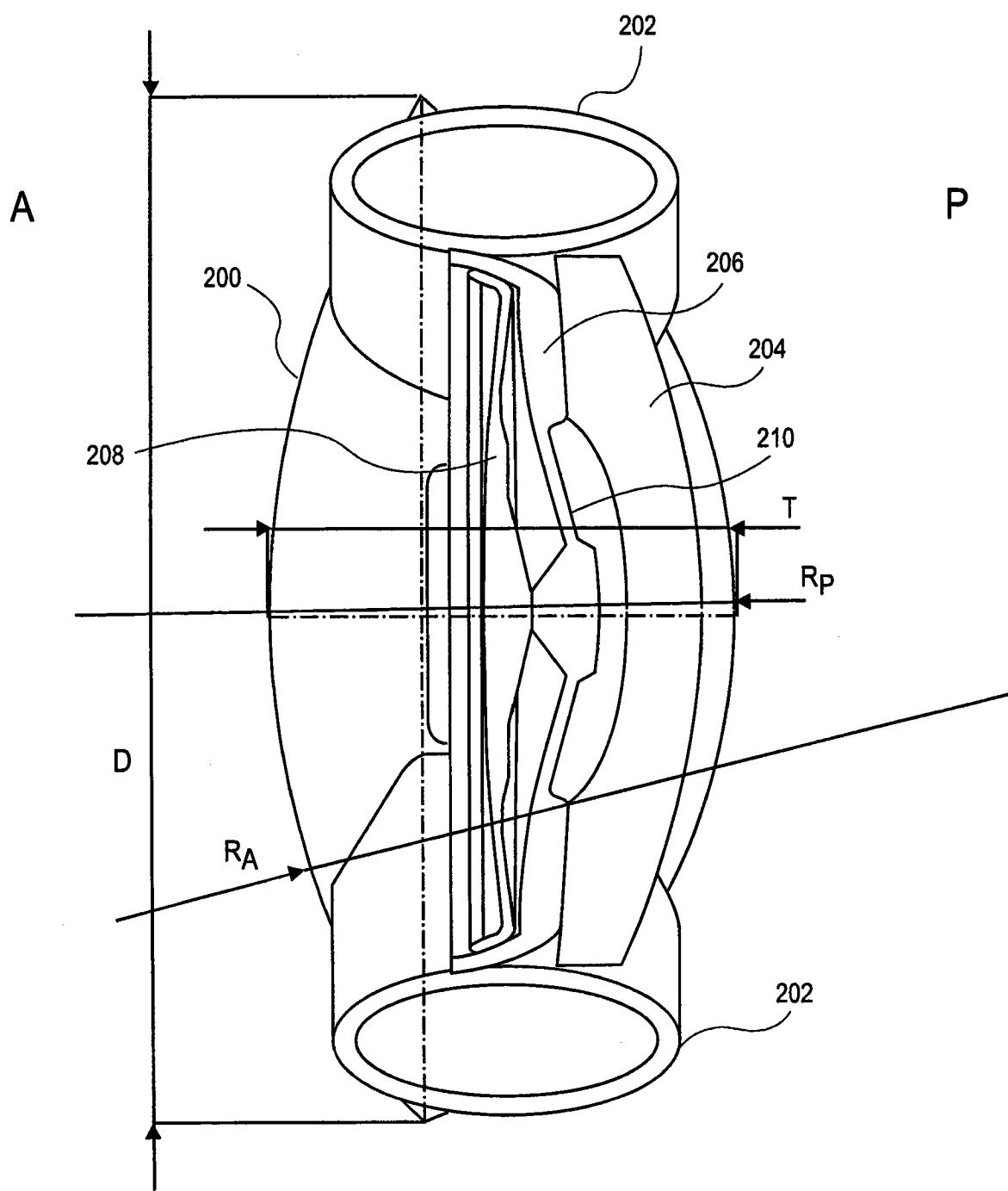


图 26B

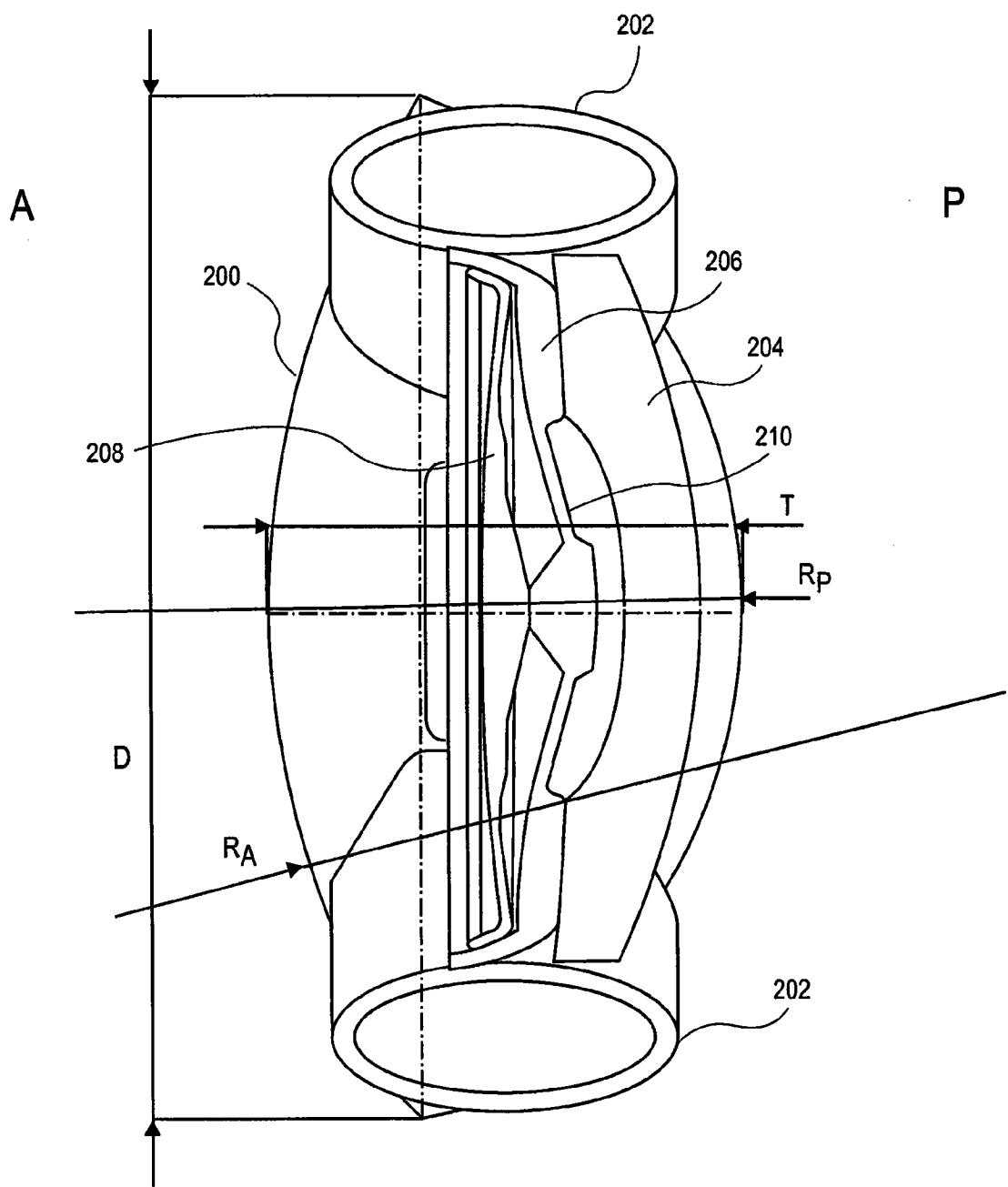


图 26C