



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101511308 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 04

(21) 申请号 200780032650. 2
 (22) 申请日 2007. 09. 21
 (30) 优先权数据
 10-2007-0022870 2007. 03. 08 KR
 (85) PCT申请进入国家阶段日
 2009. 03. 03
 (86) PCT申请的申请数据
 PCT/KR2007/004631 2007. 09. 21
 (87) PCT申请的公布数据
 W02008/108523 EN 2008. 09. 12
 (73) 专利权人 朴京振
 地址 韩国首尔
 (72) 发明人 朴京振
 (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
 代理人 焦丽雅
 (51) Int. Cl.
 A61F 2/14(2006. 01)

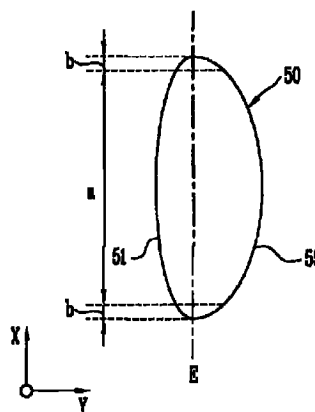
(56) 对比文件
 US 2004039446 A1, 2004. 02. 26,
 US 2003135272 A1, 2003. 07. 17,
 US 2003109926 A1, 2003. 06. 12,
 CN 1691925 A, 2005. 11. 02,
 CN 1208336 A, 1999. 02. 17,
 US 5152789 A, 1992. 10. 06,
 审查员 张莉平

权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 7 页

(54) 发明名称
 眼内透镜支持体

(57) 摘要

公开了一种具有控制能力的眼内透镜支持体。本发明的一个实施方案提供了被插入到囊膜中的眼内透镜支持体,包括:当结构体沿囊膜的赤道区伸展时至少在一个点与囊膜的内表面相接触的第一面;和与第一面相对放置的第二面,其中,在沿眼晶状体视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的结构体剖面中,第一面提供的长度多达是睫状小带与囊膜外表面连接的区域长度(d5, d10)的3/4至3倍。



1. 一种被插入囊膜中的眼内透镜支持体,包含:
与囊膜的内表面在至少一个点相接触的第一面;和
与第一面相对安置的第二面,
其中,眼内透镜支持体是沿囊膜的赤道区伸展的结构体,在结构体被沿眼晶状体的视轴方向的虚拟平面切开的剖面中,第一面被提供的长度是睫状小带连接到囊膜外表面的区域的长度 (d_5, d_{10}) 的 $3/4$ 至 3 倍。
2. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体,
其中在结构体被沿眼晶状体视轴方向虚拟平面切开的剖面中,第一面具有 2 至 8mm 的长度。
3. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体,
其中眼内透镜支持体是圆形结构体,其两端是彼此连接的。
4. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体,
其中眼内透镜支持体是圆形结构体,其两端不是彼此连接的。
5. 根据权利要求 3 的眼内透镜支持体,
其中圆形结构体的至少一个剖面包括由柔韧材料制成的挠性连接单元,所述柔韧材料与另一个剖面相比更柔韧。
6. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体,
其中在从第二面朝向第一面的方向中第一面和第二面是凸的。
7. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体,
其中,在第一面被沿眼晶状体的视轴方向切开的剖面中,第一面具有从一端部分至另一端部分的第一伸展长度 (d_3, d_8),
在第二面被沿眼晶状体的视轴方向切开的剖面中,第二面具有从一端部分至另一端部分的第二伸展长度 (d_4, d_9),和
第二面的伸展长度 (d_4, d_9) 与第一面的伸展长度 (d_3, d_8) 相比更小或相同。
8. 根据权利要求 7 的眼内透镜支持体,
其中第二面的伸展长度 (d_4, d_9) 是第一面的伸展长度 (d_3, d_8) 的 0.4 至 1 倍。
9. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体,
其中在第一面和第二面之间提供空间,从液体、气体和固体中选择一个被包括在该空间中。
10. 根据权利要求 9 的眼内透镜支持体,
其中第一面由比第二面更柔韧的材料构成。
11. 根据权利要求 9 的眼内透镜支持体,
其中构造第一面和第二面的薄膜材料是彼此相同的,且构造第一面的薄膜比构造第二面的薄膜更薄。
12. 根据权利要求 9 的眼内透镜支持体,
其中构造第一面的薄膜和构造第二面的薄膜由相同材料以相同厚度来形成。
13. 根据权利要求 9 的眼内透镜支持体,
其中液体是选自水、有机硅、透明质酸钠、硫酸软骨素、羟丙基甲基纤维素和聚丙烯酰胺中的一种。

14. 根据权利要求 9 的眼内透镜支持体，其中气体是选自空气、氮气、氦气、氖气和氩气中的一种。
15. 根据权利要求 9 的眼内透镜支持体，其中固体是流动性固体。
16. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中第一面具有前部分和后部分，分别相应于通过囊膜的赤道线分割的前囊膜和后囊膜，和
在第一面被沿眼晶状体的视轴方向虚拟平面切开的剖面中，前部分具有与后部分相比更大的曲率。
17. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中第一面被沿眼晶状体视轴方向虚拟平面切开的剖面形状与人体天然眼晶状体赤道区的剖面形状一致。
18. 根据权利要求 16 的眼内透镜支持体，其中，在第一面被沿眼晶状体视轴方向虚拟平面切开的剖面形状中，从赤道线至前部分端点的伸展长度 (d1, d6)，和从赤道线至后部分端点的伸展长度 (d2, d7) 是在从 1 至 4.2mm 的范围。
19. 根据权利要求 18 的眼内透镜支持体，其中从赤道线至前部分的端点的伸展长度 (d1, d6) 小于从赤道线至后部分的端点的伸展长度 (d2, d7)。
20. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中眼内透镜支持体的材料由选自以下组的一个构成：有机硅、聚丙烯、聚酰亚胺、聚丁烯酯、聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)、丙烯酸类树脂、丙烯酸丁酯、胶原共聚物、黄金、水凝胶、2-羟乙基甲基丙烯酸酯 (HEMA)、甲基丙烯酸甲酯 (MMA)、醋酸丁酯纤维素 (CAB)、2-羟基甲基丙烯酸乙酯 (2-HEMA)、n-乙烯基吡咯烷酮 (NVP)、聚乙烯基吡咯烷酮 (PVP)、甲基丙烯酸 (MA)、甘油甲基丙烯酸酯 (GMA)、二甲基硅氧烷 (DMS)、聚羟乙基甲基丙烯酸酯 (HEMA)、聚乙二醇甲基丙烯酸酯 (PEGMMA)、GMA/HEMA、HEMA/PVP/MA、PVA、HEMA/PVA/MA、HEMA/PVA/MMA、HEMA/MMA、HEMA/NVP、HEMA/NVP/MA、HEMA/NVP/MMA、HEMA/Acryl 和 HEMA/PC。
21. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中第一面的表面比另一面的表面更粗糙。
22. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中第一面的表面进一步包括粘合剂，用于促进囊膜的固定。
23. 根据权利要求 20 的眼内透镜支持体，其中粘合剂是组织胶或胶。
24. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中眼内透镜支持体是圆形结构体，其第一面具有与囊膜的内表面相同的赤道直径。
25. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中眼内透镜支持体的材料由选自以下组的一个构成：有机硅聚合物、刚性丙烯酸类、柔韧丙烯酸类、丙烯酸类塑料、疏水性丙烯酸类、亲水性丙烯酸类、紫外吸收丙烯酸类和有机硅水凝胶。
26. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中眼内透镜支持体的材料由选自以下组的

一个构成：甲基丙烯酸酯共聚物、聚 HEMA 水凝胶、有机硅弹性体、亲水丙烯酸类聚合物和聚二甲基硅氧烷。

27. 根据权利要求 1 的眼内透镜支持体，其中眼内透镜支持体的材料由选自以下组的一个构成：有紫外吸收的聚 HEMA 水凝胶、聚硅氧烷弹性体和紫外吸收聚硅氧烷。

眼内透镜支持体

技术领域

[0001] 本发明涉及眼内透镜的支持体,和更特别涉及能被提供到囊膜(capsular sac)内的眼内透镜支持体,以诱导眼内透镜的形状改变。

背景技术

[0002] 近年来,作为眼科疾病治疗方法的一种,所述眼科疾病是眼晶状体内的异常例如白内障,方法包括从囊膜移除眼晶状体内容物和插入人工制备眼内透镜到它们的空间的步骤,所述方法已经被全世界渐增地使用。

[0003] 在插入眼内透镜的情况下,替代自身的天然眼晶状体,眼内透镜可以给予患者不透明的景象。然而,尽管它有很多优点,眼内透镜也具有问题,眼内透镜插入的囊膜在眼内透镜插入后被收缩。

[0004] 因此,新的方法被渐增地使用,所述方法包括在插入眼内透镜之前把囊膜张力环插入到囊膜的赤道区,并把眼内透镜固定在囊膜张力环内。

[0005] 囊膜张力环,其被称为开或闭环结构,在部分地减轻囊膜的收缩、部分地维持移除了眼晶状体的囊膜的形状和容易地支持插入的眼内透镜中是有效的。

[0006] 为了以更有效的方式使用囊膜张力环,最近热心的研究以开发用于容易地插入囊膜张力环的结构、用于预防后囊膜不透明的结构等等。

[0007] 然而,插入眼内透镜的常规外科手术中更严重的问题是囊膜的前囊膜和后囊膜在外科手术后被彼此粘附,其导致它内在功能的损失,所述内在功能是通过松弛和收缩睫状小带来控制眼晶状体的厚度。

[0008] 就是说,问题是患者没有通过沿被观察对象的眼内透镜的有效三维运动获得景象,而是根据眼内透镜的预定放大率获得被动景象。

[0009] 在下文中,插入眼内透镜的常规外科手术将参考附图详细描述。

[0010] 图 1 是显示了人眼球的剖视图,和图 2 是显示了天然眼晶状体结构的剖视图。参照图 1 和 2,角膜 10 是透明无血管组织,位于眼的最外面区域并保护眼球。并且,角膜用来和眼晶状体一起反射光。虹膜 20 通过调节进入眼的光强度来起到照相机光圈的作用。并且,瞳孔 30 是在虹膜 20 中心内的孔,通过在强光下收缩孔和在暗光下扩张孔来调节进入视网膜 40 的光强度。

[0011] 眼晶状体 50 是无色透明的无血管结构,在两边都具有凸透镜的形状,排列在虹膜 20 的后面。眼晶状体 50 是与角膜 10 一起参与反射进入眼的光的器官,根据睫状肌 60 和与睫状肌 60 连在一起的睫状小带 70 的收缩和松弛,它的形状被改变。

[0012] 老花眼是随着年龄眼晶状体 50 的硬度增长的状态,因此即使睫状肌 60 收缩眼晶状体 50 的形状也不改变,而白内障是眼晶状体 50 随着年龄变得不透明的疾病。

[0013] 眼晶状体 50 被填充在囊膜 80 中,囊膜 80 由前囊膜 80a 和后囊膜 80b 构成,它们的每个与眼晶状体 50 的前表面 51 和后表面 55 连接。在这时候,眼晶状体 50 的前表面 51 和后表面 55 彼此在赤道线 (E) 连接在一起。前表面 51 和后表面 55 的每个都根据距赤道

线 (E) 的距离被分为中央区域 (a) 和赤道区 (b)。与后表面 55 的中央区域 (a) 相比,前表面 51 的中央区域 (a) 具有更小的曲率,而与后表面 55 的赤道区 (b) 相比前表面 51 的赤道区 (b) 具有更大的曲率。

[0014] 睫状小带 70 沿囊膜 80 的边缘连接。睫状小带 70 是一种把囊膜 80 连接到睫状肌 60 的纤维组织,和由与赤道区中心连接在一起的第一小带部分;与赤道区的周缘连接在一起的第二小带部分构成,在所述的赤道区中心内囊膜的前囊膜 80a 和后囊膜 80b 相接。

[0015] 图 3 和图 4 是示意图,分别显示了聚焦于远距和近距对象时睫状小带、眼晶状体和囊膜的交互作用。在这种应用中,Y 方向代表了眼晶状体的视轴方向,和 X 方向代表了眼晶状体的赤道方向。眼晶状体的视轴方向意指光线通过瞳孔进入眼晶状体 50 的方向,赤道方向意指,作为视轴方向的垂直方向,连接眼晶状体前囊膜和后囊膜交汇点的方向。

[0016] 在睫状小带 70 中,当聚焦于远距对象时,与囊膜 80 赤道区中心连接在一起的第一小带部分 73 是拉紧的,而与囊膜 80 的赤道区的周缘连接在一起的第二小带部分 71 是松弛的。结果,囊膜 80 被在眼晶状体 50 的 X 方向伸展,因此安排在囊膜 80 内的眼晶状体 50 被沿相同的方向 (X) 伸展。

[0017] 在睫状小带 70 中,当聚焦于近距对象时,与囊膜 80 赤道区中心连接在一起的第一小带部分 73 是松弛的,而与囊膜 80 赤道区的周缘连接在一起的第二小带部分 71 是拉紧的。结果,囊膜 80 被沿眼晶状体 50 的纵轴方向凸出,因此安排在囊膜 80 内的眼晶状体 50 被沿相同的方向伸展。如上所述,其中放置有天然眼晶状体的囊膜 80 被连接到睫状小带 70,因此参与天然眼晶状体的主动变形,但常规眼内透镜和囊膜张力环的使用强迫囊膜收缩,这导致其功能的实质损失。

[0018] 特别是,睫状肌,其与睫状小带连接在一起参与眼晶状体的变形,是保持有持续功能直至死亡的脏腑肌。因此,人工移除健康睫状肌能力的常规方法必须被改进,以便虽然眼晶状体被损坏但睫状肌的能力不受损坏。

[0019] 同时,常规眼内透镜和囊膜张力环被公开于各种文献中,包括美国专利公开 2006/0244904、2006/0001186 和 2003/0149479。

发明内容

技术问题

[0020] 因此,本发明被设计为解决现有技术的这种缺点,从而本发明的目标是提供眼内透镜支持体,其通过诱导眼内透镜的形状改变发挥作用,以便眼内透镜以类似于天然眼晶状体运动的方式移动。

技术方案

[0021] 本发明的一个实施方案通过提供被插入到囊膜中的眼内透镜支持体来实现,所述眼内透镜支持体包括至少在一个点与囊膜的内表面相接触的第一面;和与第一面相对放置的第二面,其中,眼内透镜支持体是结构体,其沿囊膜的赤道区伸展,和在沿眼晶状体视轴方向 (Y 方向) 的虚拟平面切开的结构体剖面中,第一面提供的长度多达是睫状小带与囊膜外表面连接的区域长度 (d5, d10) 的 3/4 至 3 倍。

[0022] 在这时候,在沿眼晶状体视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的结构体剖面中,第一面可以具有2至8mm的长度。

[0023] 或者,眼内透镜支持体可以是圆形结构体,其两端彼此连接。

[0024] 或者,眼内透镜支持体可以是圆形结构体,其两端不是彼此连接的。

[0025] 或者,圆形结构体的至少一个剖面可以包括由柔韧材料制成的挠性连接单元,所述柔韧材料与另一个剖面相比更柔韧。

[0026] 或者,在从第二面至第一面的方向中优选第一面和第二面是凸的。

[0027] 优选,在第一面被沿眼晶状体视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的剖面中,第一面具有从一端到另一端的第一伸展长度,在第二面被沿眼晶状体视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的剖面中,第二面具有从一端到另一端的第二伸展长度,和第二面的伸展长度小于或者相同于第一面的伸展长度。

[0028] 或者,第二面的伸展长度与第一面的伸展长度相比优选长多达0.4至1倍。

[0029] 或者,优选在第一面和第二面之间提供空间,和从液体、气体和固体中选择一个优选包括在空间中。

[0030] 或者,第一面由比第二面更柔韧的材料构成。

[0031] 或者,构造第一面和第二面的薄膜材料优选是彼此相同的,且构造第一面的薄膜优选是比构造第二面的薄膜更薄。

[0032] 或者,构造第一面的薄膜和构造第二面的薄膜优选由相同材料以相同厚度来形成。

[0033] 或者,液体优选是选自水、有机硅、透明质酸钠、硫酸软骨素、羟丙基甲基纤维素和聚丙烯酰胺中的一种。

[0034] 或者,气体优选是选自空气、氮气、氦气、氖气和氩气中的一种。

[0035] 或者,固体优选是流动性固体(fluent solid)。

[0036] 或者,第一面优选具有分别与前囊膜和后囊膜相应的前部分和后部分,所述前囊膜和后囊膜是通过囊膜的赤道线分割的,且在第一面被沿眼晶状体的视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的剖面中,前部分与后部相比优选具有更大的曲率。

[0037] 或者,第一面被沿眼晶状体视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的剖面形状优选与人体天然眼晶状体赤道区的剖面形状一致。

[0038] 或者,在第一面被沿眼晶状体视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的剖面形状中,从赤道线至前部分端点的伸展长度,和从赤道线至后部分的端点的伸展长度优选是从1至4.2mm的范围。

[0039] 或者,从赤道线至前部分的端点的伸展长度优选小于从赤道线至后部分的端点的伸展长度。

[0040] 或者,眼内透镜支持体的材料优选选自以下组的一个:由有机硅、有机硅弹性体、有机硅聚合物、聚二甲基硅氧烷、聚丙烯、聚酰亚胺、聚丁烯酯、聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)、Microplex PMMA、CQ-UV PMMA、丙烯酸类树脂、刚性丙烯酸类、柔韧丙烯酸类、丙烯酸类塑料、疏水性丙烯酸类(Hydrophobic acrylic)、亲水性丙烯酸类、亲水丙烯酸类聚合物、紫外吸收丙烯酸类、甲基丙烯酸酯共聚物、丙烯酸丁酯、聚硅氧烷弹性体、紫外吸收聚硅氧烷、胶原共聚物、黄金、水凝胶、2-羟基甲基丙烯酸乙酯(HEMA)、甲基丙烯酸甲酯(MMA)、醋酸丁酯

纤维素 (CAB)、2- 羟基甲基丙烯酸乙酯 (2-HEMA)、n- 乙基吡咯烷酮 (NVP)、聚乙烯基吡咯烷酮 (PVP)、甲基丙烯酸 (MA)、甘油甲基丙烯酸酯 (GMA)、二甲基硅氧烷 (DMS)、聚羟乙基甲基丙烯酸酯 (HEMA)、聚乙二醇甲基丙烯酸酯 (PEGMA)、聚 HEMA 水凝胶、有紫外吸收的聚 HEMA 水凝胶、有机硅水凝胶、GMA/HEMA、HEMA/PVP/MA、PVA、HEMA/PVA/MA、HEMA/PVA/MMA、HEMA/MMA、HEMA/NVP、HEMA/NVP/MA、HEMA/NVP/MMA、HEMA/Acryl 和 HEMA/PC。

[0041] 或者,第一面的表面优选比另一面的表面更粗糙。

[0042] 或者,第一面的表面优选进一步包括粘合剂,用于促进囊膜的固定。

[0043] 或者,粘合剂优选是组织胶或胶。

[0044] 或者,眼内透镜支持体优选是圆形结构体,其第一面具有与囊膜的内表面相同的赤道直径。

有益效果

[0045] 根据本发明的眼内透镜支持体具有向眼内透镜传递作用力以允许眼内透镜如同天然眼晶状体操作的效果,所述作用力由睫状肌产生并被通过睫状小带和囊膜传递。

[0046] 因此,根据本发明的眼内透镜支持体可以被用于眼内透镜手术,以便治疗白内障、老花眼、高度近视等等。

附图说明

[0047] 从以下优选方案的描述,连同以下附图,发明的这些和 / 或其他方面和优点将变得明显和更易于理解:

[0048] 图 1 是剖视图,显示了人眼球的。

[0049] 图 2 是剖视图,显示了天然眼晶状体的结构。

[0050] 图 3 和图 4 是示意图,显示了本发明第一实施方案当聚焦于远距对象时睫状小带、眼晶状体和囊膜的交互作用。

[0051] 图 5 是透视图,显示了根据本发明第一实施方案的眼内透镜支持体。

[0052] 图 6 是剖视图,获得自如图 5 所示的线 I-I' 。

[0053] 图 7 是透视图,显示了根据第一方面的眼内透镜被与根据本发明第一实施方案的眼内透镜支持体连接在一起。

[0054] 图 8 是剖视图,获得自如图 7 所示的线 I-I' 。

[0055] 图 9 是透视图,显示了根据第二方面的眼内透镜被与根据本发明第一实施方案的眼内透镜支持体连接在一起。

[0056] 图 10 和图 11 是示意图,显示了根据本发明的第一实施方案当聚焦于远距和近距对象时睫状小带、眼内透镜、眼内透镜支持体和囊膜的交互作用。

[0057] 图 12 是透视图,分别显示了眼内的近距。

[0058] 图 13 是剖视图,获得自如图 12 所示的线 I-I' 。

[0059] 图 14 和图 15 是示意图,显示了根据本发明的第二实施方案当聚焦于远距和近距对象时睫状小带、眼内透镜、眼内透镜支持体和囊膜的交互作用。

[0060] 图 16 是透视图,显示了根据本发明第三实施方案的眼内透镜支持体。

[0061] 图 17 是透视图,显示了根据本发明第四实施方案的眼内透镜支持体。

发明方式

[0062] 在下文中,根据本发明的优选实施方案将参照附图进行描述。

[0063] 图 5 是剖视图,显示了根据本发明第一实施方案的眼内透镜支持体。对于图 5,眼内透镜支持体 110 包括第一面 111 和第二面 113。第一面 111 和第二面 113 形成了具有闭环形状的结构体,在构造第一面 111 的薄膜和构造第二面 113 的薄膜之间提供空间(未显示)。构造第一面 111 和第二面 113 的薄膜的材料和厚度不受限制,但如果使用柔韧材料或更薄的材料,与不使用柔韧材料或更薄材料相比,在眼内透镜支持体 110 中通过移动睫状小带的形状改变能力被进一步增加。

[0064] 同时,第一面 111 和第二面 113 可以由相同的材料形成和/或有相同的厚度,或者由不同的材料形成和/或有不同的厚度。

[0065] 为了改善根据移动睫状小带的形状改变能力,第一面 111 可以由比第二面 113 更柔韧的柔韧材料构成。并且,如果第一面 111 和第二面 113 由相同材料构成,第一面 111 可能以比第二面 113 更薄的厚度来构成。

[0066] 同时,全部眼内透镜支持体 110 可以在第一面 111 和第二面 113 之间整体形成,在第一面 111 和第二面 113 之间没有任何空白空间,这发生在作为构造第一面 111 和第二面 113 材料的相同固体材料是在空白空间中形成的情况下。

[0067] 眼内透镜支持体 110 形成了环状结构体,第一面 111 形成了环的外表面和第二面 113 形成了环的内表面,因此在赤道方向(X方向),第一面 111 的全部伸展长度比第二面 113 的全部伸展长度更长。

[0068] 或者,眼内透镜支持体 110 的直径与囊膜内表面的直径相等。直径可以根据人改变,但通常在 9 至 13mm 的范围,眼内透镜支持体 110 赤道区的直径优选与患者眼晶状体赤道区内表面的直径相同。

[0069] 眼内透镜支持体 110 的材料,在此使用时,可以包括有机硅、有机硅弹性体、有机硅聚合物、聚二甲基硅氧烷、聚丙烯、聚酰亚胺、聚丁烯酯、聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)、Microplex PMMA、CQ-UV PMMA、丙烯酸类树脂、刚性丙烯酸类、柔韧丙烯酸类、丙烯酸类塑料、疏水性丙烯酸类(Hydrophobic acrylic)、亲水丙烯酸类、亲水丙烯酸类聚合物、紫外吸收丙烯酸类、甲基丙烯酸酯共聚物、丙烯酸丁酯、聚硅氧烷弹性体、紫外吸收聚硅氧烷、胶原共聚物、黄金、水凝胶、2-羟基甲基丙烯酸乙酯(2-HEMA)、n-乙烯基吡咯烷酮(NVP)、聚乙基吡咯烷酮(PVP)、甲基丙烯酸(MA)、甘油甲基丙烯酸酯(GMA)、二甲基硅氧烷(DMS)、聚羟乙基甲基丙烯酸酯(PHEMA)、聚乙二醇甲基丙烯酸酯(polyethyleneglycol methacrylate)(PEGMMA)、聚 HEMA 水凝胶、有紫外吸收的聚 HEMA 水凝胶有机硅水凝胶、GMA/HEMA、HEMA/PVP/MA、PVA、HEMA/PVA/MA、HEMA/PVA/MMA、HEMA/MMA、HEMA/NVP、HEMA/NVP/MA、HEMA/NVP/MMA、HEMA/Acryl 和 HEMA/PC。

[0070] 图 6 是剖视图,获得自如图 5 所示的线 I-I'。对于图 6,第一面 111 是与囊膜的内表面至少在一个点接触的表面,和第一面 111 是分别对应于囊膜的前囊膜和后囊膜的剖面,并具有被赤道线(E)分割的前部分 111a 和后部分 111b。

[0071] 在沿眼晶状体视轴方向(Y方向)的虚拟平面切开的剖面中,第一面 111 的前部分 111a 具有与后部分 111b 相比更大的曲率。这就是为什么第一面 111 沿眼晶状体视轴方向

(Y 方向) 的虚拟平面切开的剖面形成了与天然眼晶状体赤道区的剖面形状相同的原因。如上所述,眼晶状体中央区域的前表面具有比后表面更小的曲率,但当接近赤道区时前和后表面具有相反的形状。

[0072] 更特别地,第一面 111 形成与接收外科手术患者的天生眼晶状体相同的剖面形状。使用超声波成象、CT 和核磁共振成象在外科手术之前获取患者眼晶状体的剖面形状的照片。第一面 111 具有在瞳孔放大和瞳孔缩小之间的剖面形状,但可以有与具有 3-4mm 瞳孔大小的眼晶状体剖面形状一致的形状。

[0073] 因此,第一面 111 符合囊膜的赤道区中内表面的形状。

[0074] 在沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)内虚拟平面切开的剖面中,第一面 111 优选提供的长度是多达 3/4 至 3 倍的睫状小带连接到囊膜外表面的区域的长度(d5,见图 10)。如果第一面 111 形成了比 3/4 倍更小的长度范围,伴随睫状小带移动被转移到眼内透镜的作用力不能被有效转移,并且如果第一面 111 形成了比 3 倍更大的长度范围,眼内透镜的光学部分将被覆盖。在这时候,在沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)的虚拟平面切开的结构体剖面中,第一面 111 可以具有,例如 2 至 8mm 的长度。

[0075] 更优选,在沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)虚拟平面切开的剖面中,从赤道线(E)至前部分 111a 端点的伸展长度(d1),和从赤道线(E)至后部分 111b 端点的伸展长度(d2)可以通常是从 1 至 4.2mm 的范围。如果伸展长度超过 4.2mm,将难以在外科手术中插入眼内透镜支持体且光学部分将太小,然而如果伸展长度小于 1mm,则眼内透镜支持体将被提供在比下述睫状小带的第二小带部分连接到囊膜的位点更靠内的位置,因此通过睫状肌诱导的睫状小带运动来传递的作用力不能合适地转移到眼内透镜,其导致眼内透镜支持体内体积变化的不足。

[0076] 在这时候,从赤道线(E)至前部分 111a 端点的伸展长度(d1)可以不同于从赤道线(E)至后部分 111b 端点的伸展长度,但通常 d2 的长度要比 d1 的长度更长。

[0077] 同时,第一面 111 的粗糙度可以更高或添加独立的粘合剂以促进眼内透镜支持体 110 在囊膜内的装配。因此,眼内透镜支持体 110 可以被固定在稳定的位置。例如,组织胶或胶可以被用作粘合剂。

[0078] 第二面 113 是眼内透镜连接的表面,在第二面 113 沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)虚拟平面切开的剖面中的总伸展长度(d4)与在第一面 111 沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)虚拟平面切开的剖面中的总伸展长度(d3 = d1+d2)相比更短或相同。在第二面 113 沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)虚拟平面切开的剖面中的总伸展长度(d4)与第一面 111 的总伸展长度(d3 = d1+d2)相比更短或相同的事实,是用于当作用力在睫状小带中被转移到第二面 113 时,增强或维持转移到第一面 111 的作用力。

[0079] 就是说,根据第一面 111 的移动,移动和体积变化被进一步诱导,因为第一面 111 与第二面 113 相比具有更短的伸展长度。当作用力 F1 被转移到第一面 111 中的睫状小带时,转移到第二面 113 的作用力变为 F2(= kF1, k ≥ 1)。在这时候,k 是由 d3 和 d4 的长度比确定的常数。d3 和 d4 的长度比可以根据患者中睫状小带的能力来改变,且优选 d4 的长度通常比 d3 的长度长多达 0.4 至 1 倍。

[0080] 在第一面 111 和第二面 113 之间的内部空间充满气体、液体或固体。内部空间可以充满气体,例如空气或惰性气体,即氮气、氩、氦、氪等等,和充满液体,例如水或有机硅、

透明质酸钠、硫酸软骨素、羟丙基甲基纤维素、聚丙烯酰胺等等。

[0081] 如果具有高流动性的材料被用作填充在第一面 111 和第二面 113 之间的空间 115 内的材料,与不使用具有高流动性的材料相比,根据眼内透镜支持体 110 的睫状小带移动的眼内透镜支持体 110 的形状改变能力被进一步增强。

[0082] 图 7 是透视图,显示了根据本发明的第一实施方案眼内透镜与眼内透镜支持体连接在一起,图 8 是剖视图,获取自在图 7 中所示的线 I-I'。

[0083] 对于图 7 和 8,眼内透镜 120 由眼内透镜支持体 110 支持。眼内透镜形成在眼内透镜支持体 110 的环状形状内。在这时候,向内插入到囊膜中的眼内透镜 120 的触觉部分 123 与眼内透镜支持体 110 的第二面 111b 相接触。

[0084] 眼内透镜 120 包括位于瞳孔后面的光学部分 121;和与光学部分 121 连接的触觉部分 123,以把光学部分 121 固定在囊膜内。

[0085] 眼内透镜 120 可以被制造为各种形状,但本发明在此不特别限制。就是说,触觉部分 123 连接到光学部分 121 的边缘。在这时候,触觉部分 123 组成为是 2 或更多数目,且优选是 4 或更多数目。

[0086] 同时,眼内透镜 120 可以具有触觉部分 123 由大量杆条 125 和与杆条末端连接的环形支撑杆 127 组成的结构,如图 9。在其中形成了支撑杆 127 的眼内透镜中,根据睫状小带移动的作用力更易于转移到光学部分。

[0087] 在下文中,根据本发明第一实施方案的眼内透镜交互作用将参考附图详细描述。

[0088] 图 10 和图 11 是示意图,显示了根据本发明的第一实施方案当聚焦于远距和近距对象时睫状小带、眼内透镜、眼内透镜支持体和囊膜的交互作用。

[0089] 睫状小带连接到囊膜的外表面,和睫状小带是连接到囊膜赤道线周围的区域,因此睫状小带连接到的区域在这些应用中被称为睫状小带连接区域 (Z)。

[0090] 当聚焦于远距对象时,在囊膜 180 中连接到睫状小带连接区域 (Z) 中心的第一小带部分 173 被拉紧,而在囊膜 180 中连接到睫状小带连接区域 (Z) 赤道区周缘的第二小带部分 171 被松弛。因此,囊膜 180 的赤道区受到当沿 X 方向伸展时产生的作用力支配,和安置在囊膜 180 内有弹性的眼内透镜 120 也被沿相同方向伸展,其形成凸的眼内透镜 120。

[0091] 当聚焦于短距对象时,在囊膜 180 中连接到睫状小带连接区域 (Z) 中心的第一小带部分 173 被松弛,而在囊膜 180 中连接到睫状小带连接区域 (Z) 周缘的第二小带部分 171 被拉紧。结果,囊膜 180 的赤道区被沿 Y 方向突出,因此安置在囊膜 180 内有弹性的眼内透镜 120 也被沿相同方向伸展。

[0092] 在这时候,通过在第一面 111 和第二面 113 之间填充的流体 115,依赖于在支持体中睫状小带的运动,形状改变能力被进一步增强。

[0093] 在这里,Y 方向是眼晶状体的视轴方向,X 方向是眼晶状体的赤道方向。

[0094] 如上所述,通过利用根据本实施方案的眼内透镜支持体 110 使眼内透镜 120 能够象天然眼晶状体一样控制其厚度。就是说,如同天然眼晶状体的厚度通过连接到睫状小带的囊膜 180 的作用被控制一样,通过利用根据本实施方案的眼内透镜支持体使眼内透镜能够控制其厚度。

[0095] 图 12 是透视图,显示了根据本发明第二实施方案的眼内透镜支持体。第二实施方案与第一实施方案的不同点在于,在第一面 211 和第二面 213 之间形成了空白空间空间。除

这个差异之外,相同部分的描述将被简化。对于图 12,眼内透镜支持体 210 包括第一面 211 和第二面 213。在这里,第一面 211 和第二面 213 构造了封闭的整体环形状的结构体,第一面 211 和第二面 213 的材料和厚度不受限制,但如果使用柔韧材料或更薄的材料,与不使用柔韧材料或更薄材料相比,在眼内透镜支持体 210 中通过移动睫状小带的形状改变能力通常被进一步增加。

[0096] 眼内透镜支持体 210 形成了环状的(球状的)结构体,和眼内透镜支持体 210 的第一面 211 具有与囊膜内表面几乎相同的直径。在这里,直径可以根据不同的人改变,但通常在 9 至 13mm 的范围,眼内透镜支持体 210 赤道区的直径与患者眼晶状体赤道区内表面的直径相同。

[0097] 眼内透镜支持体 210 使用的材料可以与在第一实施方案中使用的材料相同。

[0098] 图 13 是剖视图,获得自如图 12 所示的线 I-I'。对于图 13,第一面 211 与囊膜的内表面至少在一个点接触,和第一面 211 具有被赤道线 (E) 分割的前部分 211a 和后部分 211b,分别对应于囊膜的前囊膜和后囊膜。

[0099] 在沿眼晶状体视轴方向 (Y 方向) 的虚拟平面切开的剖面中,第一面 221 的前部分 211a 具有与后部分 211b 相比更大的曲率。这是用于使沿第一面 211 径向 (Y) 切开的剖面形成与天然眼晶状体赤道区的剖面形状相同的形状,因此这就是为什么,如上所述,眼晶状体中央区域的前表面具有比后表面更小的曲率,但在接近赤道区时具有相反的形状。

[0100] 更优选,第一面 211 形成与接收外科手术患者的天生眼晶状体相同的剖面形状。使用超声波成像、CT 和核磁共振成像在外科手术之前获取患者眼晶状体的剖面形状的照片。第一面 211 具有在瞳孔放大和瞳孔缩小之间的剖面形状,但可以有与具有 3-4mm 瞳孔大小的眼晶状体剖面形状一致的形状。

[0101] 因此,第一面 211 符合囊膜的赤道区中内表面的形状。

[0102] 在沿眼晶状体视轴方向 (Y 方向) 内虚拟平面切开的剖面中,第一面 211 优选提供的长度是多达 3/4 至 3 倍的睫状小带连接到囊膜外表面的区域的长度 (d10, 见图 14)。如果第一面 211 形成了比 3/4 倍更小的长度范围,伴随睫状小带移动被转移到眼内透镜的作用力不能被有效转移,并且如果第一面 211 形成了比 3 倍更大的长度范围,眼内透镜的光学部分将被覆盖。例如,在沿眼晶状体视轴方向 (Y 方向) 的虚拟平面切开的结构体剖面中,第一面可以具有 2 至 8mm 的长度。

[0103] 更优选,在沿眼晶状体视轴方向 (Y 方向) 虚拟平面切开的剖面中,从赤道线 (E) 至前部分 211a 端点的伸展长度 (d6),和从赤道线 (E) 至后部分 211b 端点的伸展长度 (d7) 可以通常是从 1 至 4.2mm 的范围。如果伸展长度超过 4.2mm,将难以在外科手术中插入眼内透镜支持体且光学部分将太小,然而如果伸展长度小于 1mm,则眼内透镜支持体将被提供在比下述睫状小带的第二小带部分连接到囊膜的位点更靠内的位置,因此通过在睫状肌诱导的睫状小带运动来传递的作用力不能合适地转移到眼内透镜,其导致眼内透镜支持体内体积变化的不足。

[0104] 在这时候,从赤道线 (E) 至前部分 211a 端点的伸展长度 (d6) 可以不同于从赤道线 (E) 至后部分 211b 端点的伸展长度,但通常 d7 的长度要比 d6 的长度更长。

[0105] 同时,第一面 211 的粗糙度可以被改善或添加独立的粘合剂以促进眼内透镜支持体在囊膜内的装配。因此,眼内透镜支持体可以被固定在稳定的位置。例如,组织胶或胶可

以被用作粘合剂。

[0106] 第二面 213 是眼内透镜连接的表面,和在第二面 213 沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)虚拟平面切开的剖面中的总伸展长度(d9)与在第一面 211 沿眼晶状体视轴方向(Y 方向)虚拟平面切开的剖面中的总伸展长度($d8 = d6+d7$)相比更短或相同。在第二面 213 径向(Y)中的总伸展长度(d9)与第一面 211 的总伸展长度($d8 = d6+d7$)相比更短或相同的事实,是用于当作用力在睫状小带中被转移到第二面 213 时,增强或维持转移到第一面 211 的作用力。

[0107] 就是说,根据第一面 211 的移动,诱导了进一步的移动和体积变化,因为第二面 213 与第一面 211 相比具有更短的伸展长度。当作用力 F1 被转移到第一面 211 中的睫状小带时,转移到第二面 213 的作用力变为 F2($= kF1, k \geq 1$)。在这时候,k 是由 d8 和 d9 的长度比确定的常数。d8 和 d9 的长度比可以根据患者中睫状小带的能力来改变,和优选 d9 的长度通常比 d8 的长度长多达 0.4 至 1 倍。

[0108] 图 14 和图 15 是示意图,显示了根据本发明的第二实施方案当聚焦于远距对象和近距对象时睫状小带、眼内透镜、眼内透镜支持体和囊膜的交互作用。根据本第二实施方案的交互作用与第一实施方案的相同,除了在第一面 211 和第二面 213 之间没有流体之外。当聚焦于远距对象时,在囊膜 280 中连接到睫状小带连接区域(Z)中心的第一小带部分 273 被拉紧,和在囊膜 280 中连接到睫状小带连接区域(Z)赤道区周缘的第二小带部分 271 被松弛。结果,囊膜 280 的赤道区被沿 X 方向突出,因此安置在囊膜 280 内有弹性的眼内透镜 220 也被沿相同方向伸展。

[0109] 当聚焦于短距对象时,在囊膜 280 中连接到睫状小带连接区域(Z)中心的第一小带部分 273 被松弛,和在囊膜 280 中连接到睫状小带连接区域(Z)周缘的第二小带部分 271 被拉紧。结果,囊膜 280 的赤道区被沿 Y 方向突出,因此安置在囊膜 280 内有弹性的眼内透镜 220 也被沿相同方向伸展。

[0110] 在这里,Y 方向是眼晶状体的视轴方向,而 X 方向是眼晶状体的赤道方向。

[0111] 如上所述,通过利用根据本实施方案的眼内透镜支持体 210 使眼内透镜 220 能够象天然眼晶状体一样控制其厚度。就是说,如同天然眼晶状体的厚度通过连接到睫状小带的囊膜 280 的作用被控制,通过利用根据本实施方案的眼内透镜支持体使眼内透镜能够控制其厚度。特别是,与第一实施方案相比,根据本实施方案的眼内透镜支持体 210 在睫状小带的移动中具有差的转移能力,因此根据本实施方案的眼内透镜支持体 210 将适合用于睫状小带移动更灵活的患者。

[0112] 图 16 是透视图,显示了根据本发明第三实施方案的眼内透镜支持体。在第三实施方案中与第一实施方案相一致的部分在此没有描述,但不同部分将在此描述。根据第二实施方案的眼内透镜支持体 310 是闭环形状的结构体,和具有挠性连接单元 350,所述挠性连接单元 350 具有至少一个比其他区域更柔韧的柔韧区域。

[0113] 挠性连接单元 350 是比囊膜具有更小面积的切割区域,和帮助把眼内透镜支持体 310 插入囊膜中。就是说,如果眼内透镜支持体 310 被插入到囊膜中,挠性连接单元 350 被弯曲,因此即使囊膜具有小的切割区域,眼内透镜支持体 310 也能被插入囊膜中。

[0114] 图 17 是透视图,显示了根据本发明第四实施方案的眼内透镜支持体。根据第四实施方案的眼内透镜支持体 410 具有开放环状的结构,而不是闭合环状的结构,且也具有类

似于第三实施方案的至少一个挠性连接单元 450。因此,在外科手术中切割区域被缩小到更小尺寸的情况下,眼内透镜也能被插入到囊膜中。

[0115] 说明书给出的仅是用于说明目地的优选实施方案,不是意图限制本发明的范围,因此很显然不偏离本发明精神和范围的其他替代和改良对本领域技术人员是显而易见的。因此,很显然本发明不是被定义到说明书描述的范围,而是定义到权利要求和它们等效物的范围内。

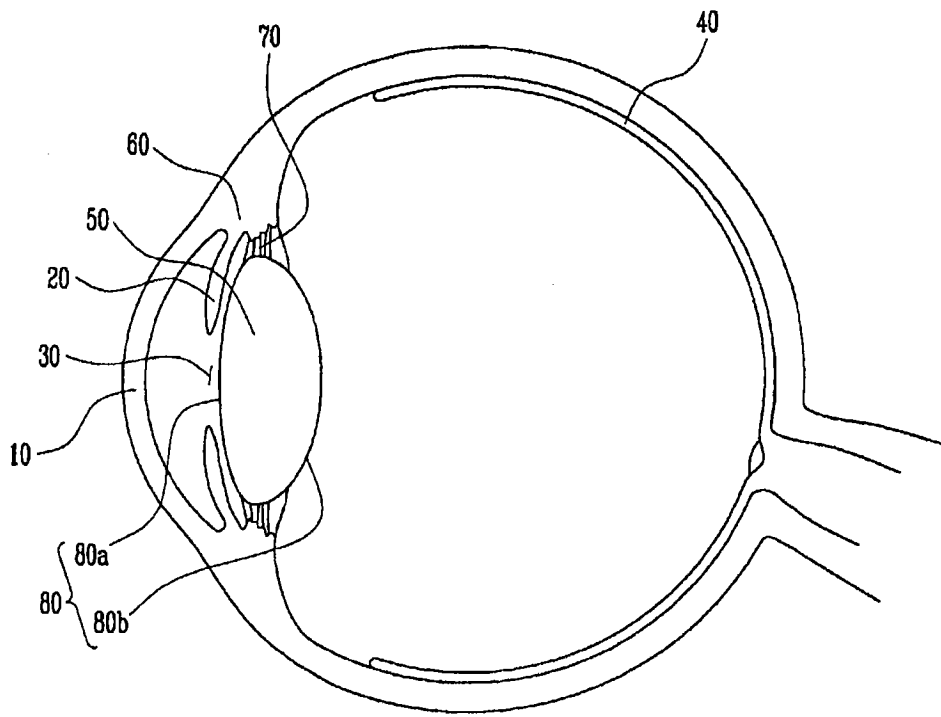


图 1

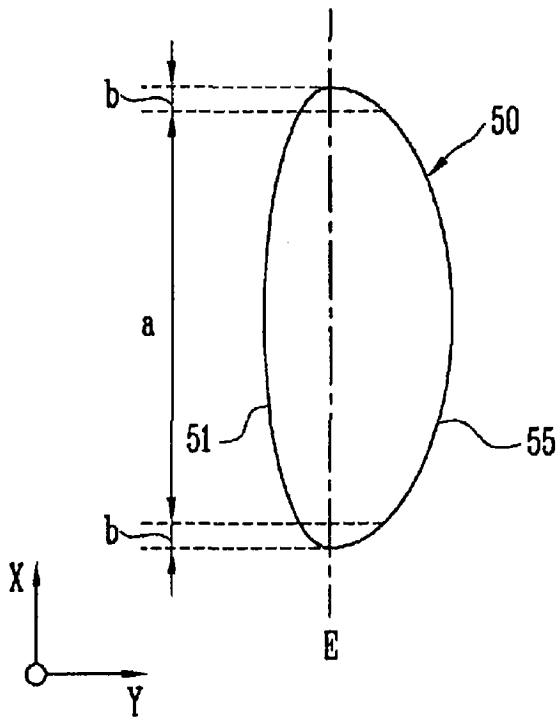


图 2

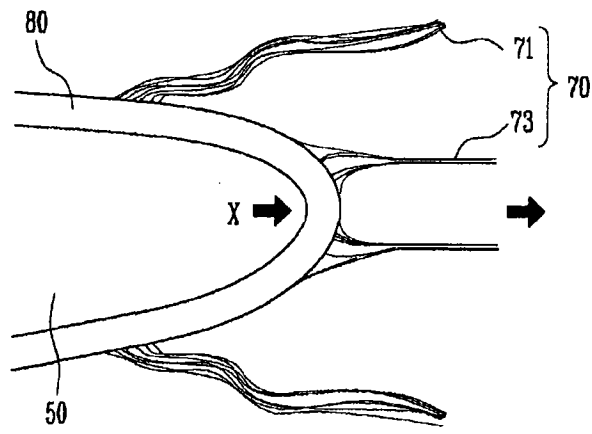


图 3

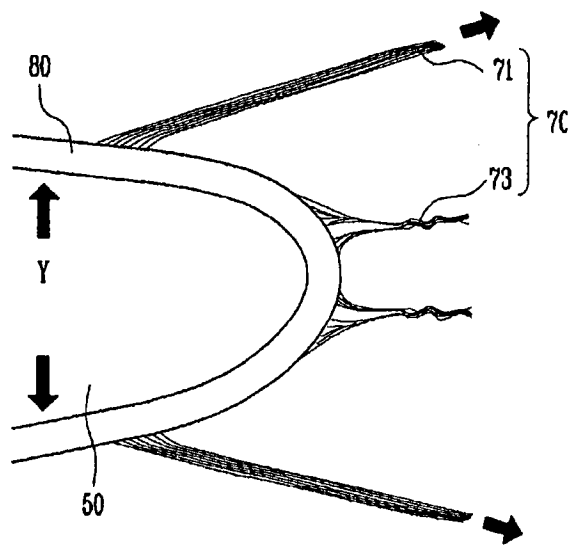


图 4

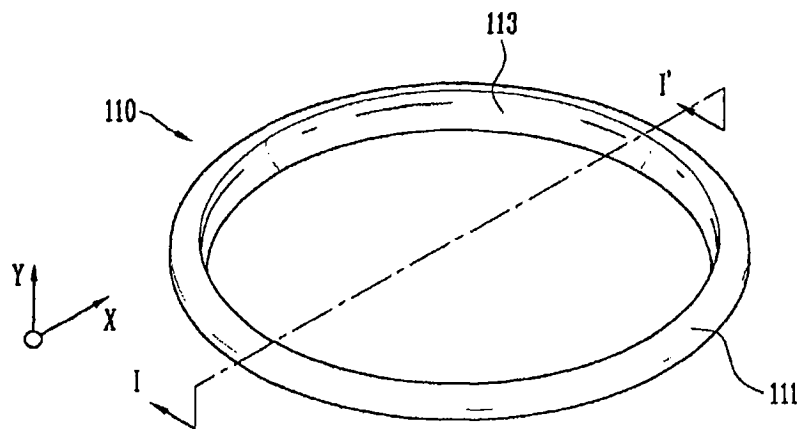


图 5

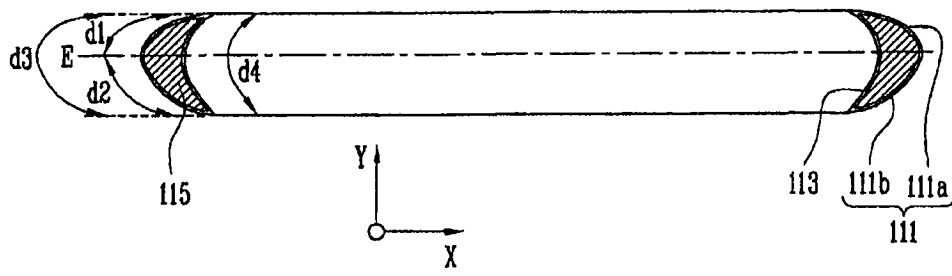


图 6

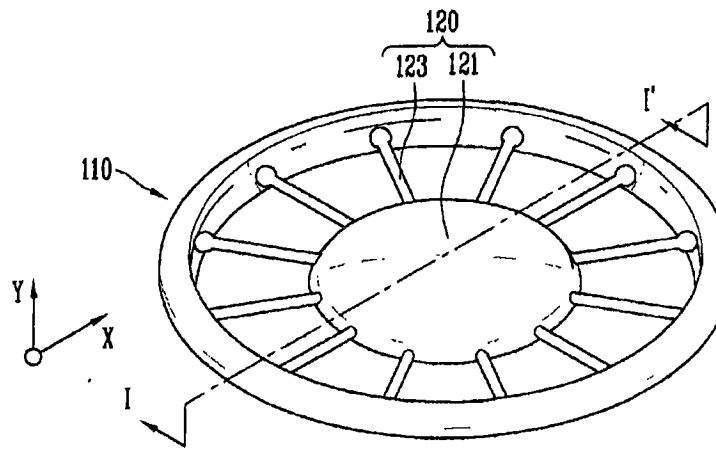


图 7

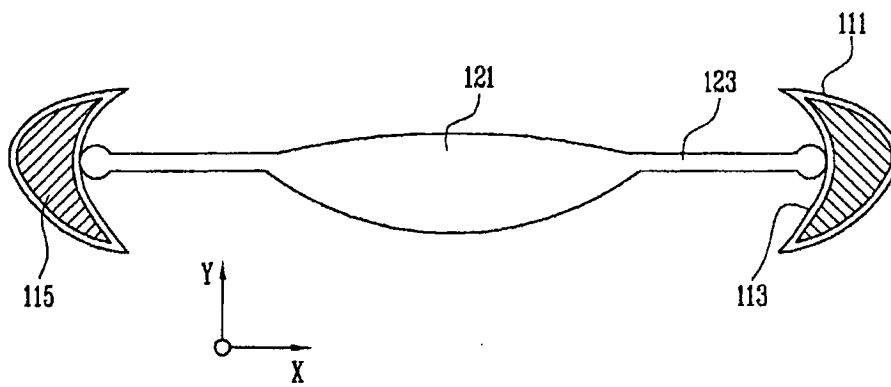


图 8

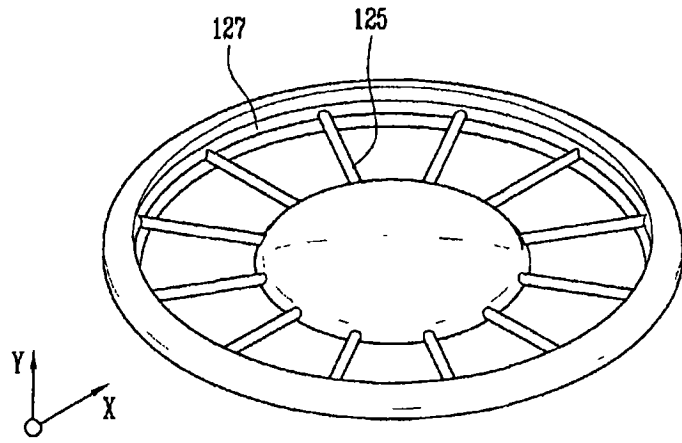


图 9

图 10

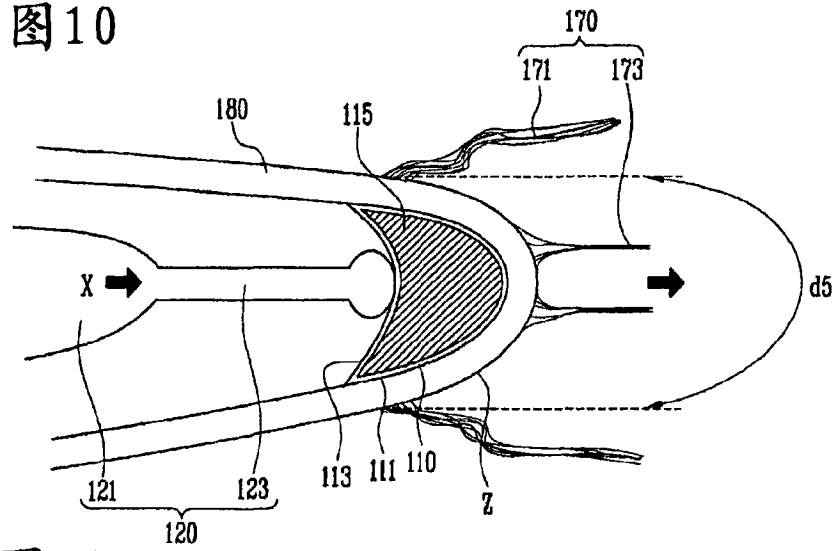


图 11

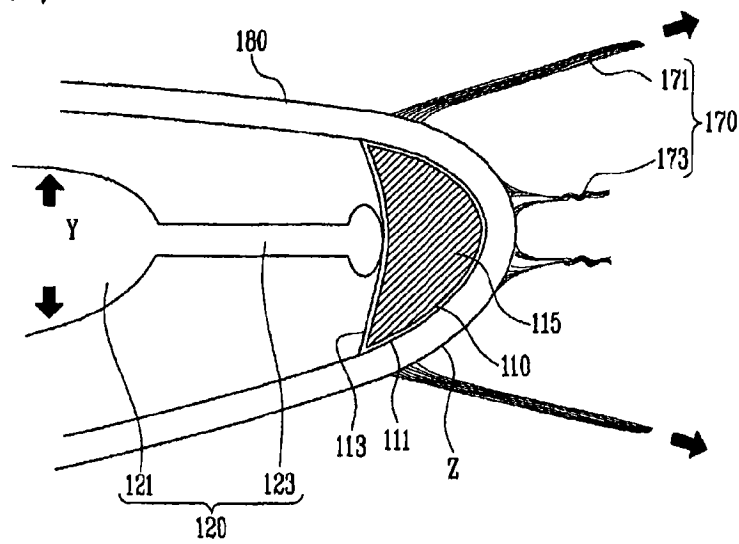
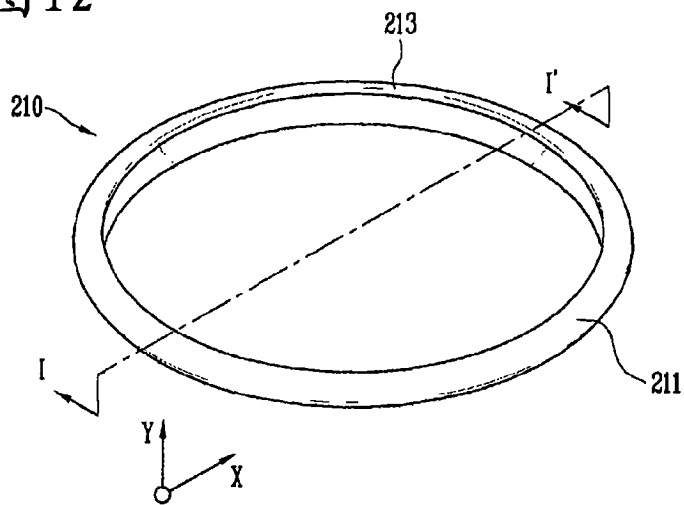


图 12



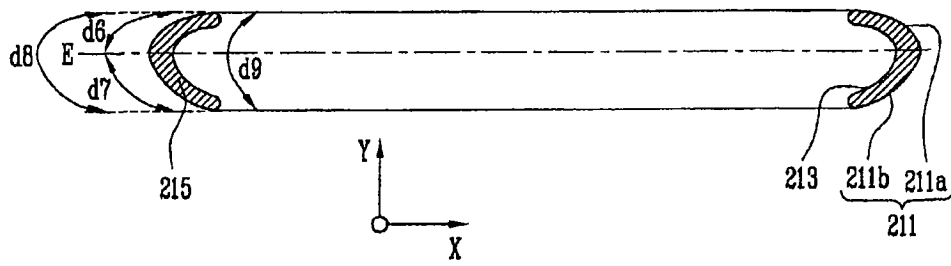


图 13

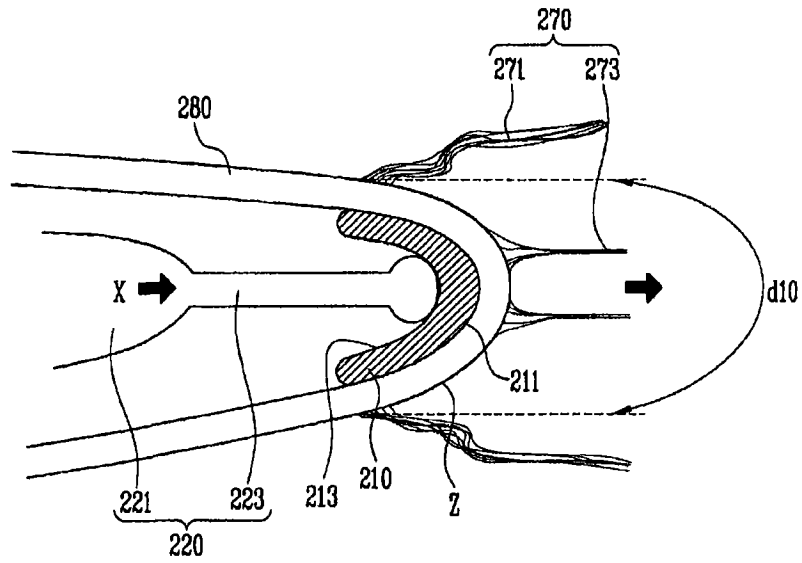


图 14

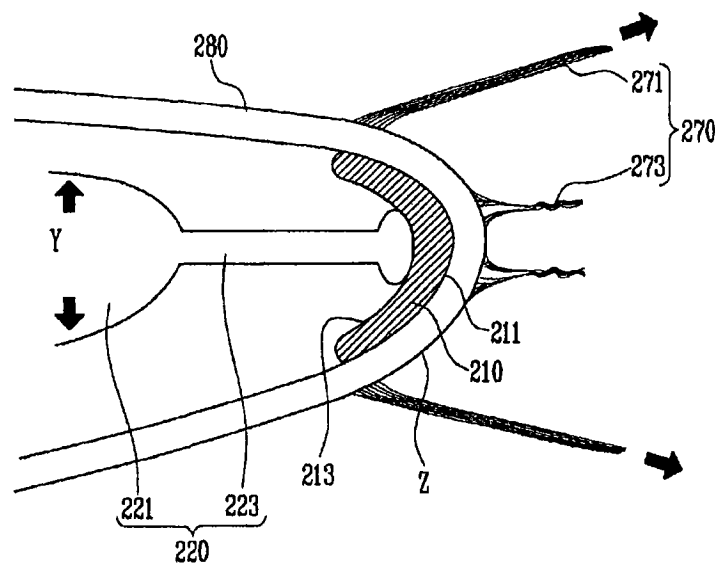


图 15

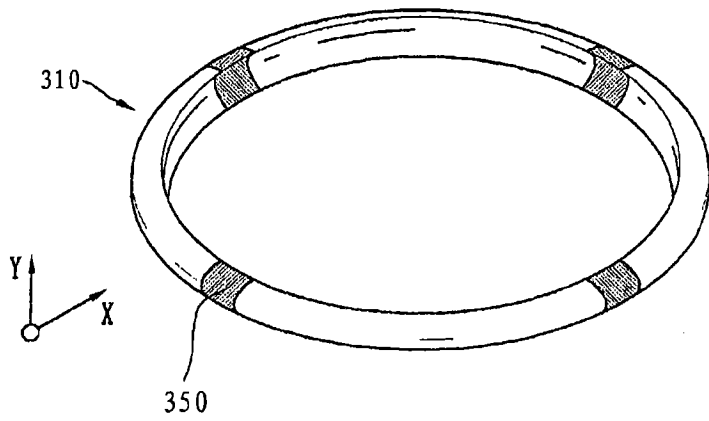


图 16

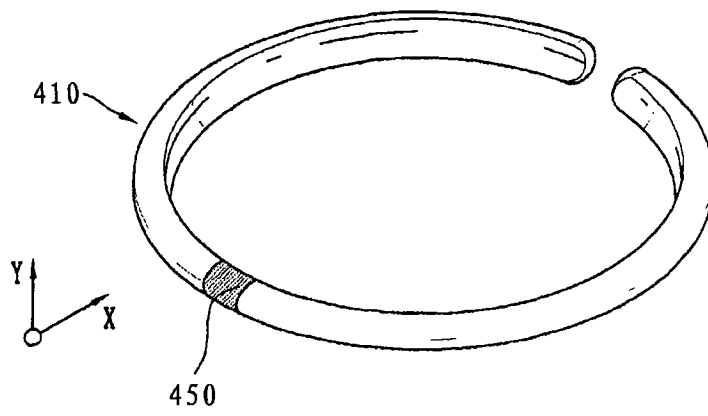


图 17