



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101522132 B

(45) 授权公告日 2014. 04. 30

(21) 申请号 200680003531. X

A61F 2/16(2006. 01)

(22) 申请日 2006. 01. 27

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

60/648, 949 2005. 01. 31 US

US 6050999 A, 2000. 04. 18,

US 6579918 B1, 2003. 06. 17, 说明书第 2 栏
第 33 行至第 4 栏第 58 行, 第 5 栏第 6 行.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2007. 07. 30

审查员 张清楠

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2006/002918 2006. 01. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02006/083708 EN 2006. 08. 10

(73) 专利权人 伊齐耶·舒埃

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 伊齐耶·舒埃

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 车文 郑立

(51) Int. Cl.

A61F 2/14(2006. 01)

A61F 2/02(2006. 01)

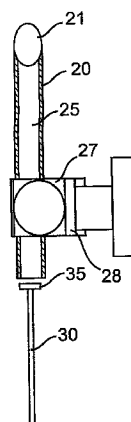
权利要求书1页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

角膜移植物

(57) 摘要

使用包括中空部件的系统来讲被限制的角膜
植入物传输到角膜囊袋内。该中空部件可以逐渐
变细, 以及该系统可以进一步包括植入物变形腔
室和轴向推动器, 以将该植入物推进通过所述中
空部件。



1. 一种角膜植入物,所述角膜植入物包括假体,用于替代角膜的前层的部分,所述角膜植入物假体包括至少部分地被缘包围的凸出中央光学器件,所述中央光学器件从所述缘凸出,以仅仅替代已经被去除的、患病角膜组织的部分厚度部分,所述缘被设定尺寸以匹配在角膜囊袋的外围凹口中,从而将所述角膜植入物假体固定到角膜,其中,所述角膜植入物能够在形状上可逆地变形,从而允许所述角膜植入物通过角膜切口通入到角膜囊袋中,所述角膜切口小于所述植入物的宽度。

2. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中,所述角膜植入物能够在形状上可逆地变形,从而允许所述角膜植入物通过等于或小于所述植入物的一半宽度的角膜切口。

3. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中,所述中央光学器件从所述缘向前延伸。

4. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中,所述中央光学器件从所述缘向后延伸。

5. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中,所述植入物由从硅氧烷聚合物、丙烯酸聚合物和胶原聚合物中选择的材料组成。

6. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中,所述植入物包括聚甲基丙烯酸和羟乙基甲基丙烯酸酯的共聚物(PHEMA/MAA)。

7. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中,所述植入物利用这样的材料粘合,该材料从由纤维连接蛋白、昆布氨酸、物质P、类胰岛素生长因子-1或缩氨酸序列组成的组中进行选择。

8. 根据权利要求7所述的角膜植入物,其中,所述缩氨酸序列是纤维连接蛋白黏附促进肽(FAP)。

9. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中至少部分被着色。

10. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中所述植入物的至少部分是透镜。

11. 根据权利要求10所述的角膜植入物,其中所述透镜是从由单焦点、多焦点、菲涅耳、衍射、棱镜或可调节电磁波的类型所组成的组中选择的。

12. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中所述角膜植入物包括紫外线滤光器,该紫外线滤光器包括二苯甲酮。

13. 根据权利要求1所述的角膜植入物,其中,所述植入物的部分具有孔或是多孔的。

角膜移植术

技术领域

[0001] 已经开发了很多不同类型的角膜植入物,用于治疗屈光不正和疾病。因为在创建角膜囊袋的方法中的限制,这些植入物都被设计用于通过创建角膜切口来放置在角膜中,该切口的尺寸类似于或大于植入物的最小尺寸。近来,发明了两种角膜囊袋的创建方法,这两种方法可以创建具有外部开口宽度的囊袋,该外部开口宽度小于囊袋的最大内部宽度。这两种方法是通过毫微微秒激光进行的囊袋创建,并特别关注角膜切割,如在由这里的发明人发明的US 2004/0243159和0243160中描述的,它们的全部公开通过参考包括在这里。

[0002] 通过小于植入物的宽度的外部切口可以放置生物相容的角膜植入物是有利的,尤其有利地是该外部切口小于植入物的一半宽度。小外部切口减少了引发的手术散光,并加速了病人的恢复时间。此外,具有可以通过相对小的切口放置的相对大的植入物是有用的。例如,较大的透镜植入物尤其在具有较大瞳孔的病人中更可能提供良好质量的视觉。具有用于角膜植入物的简单和可靠传输系统也是有利的。

背景技术

[0003] 已经设计了用于白内障手术的眼内透镜,以将该眼内透镜通过小切口放置。这些小切口白内障手术透镜实际上不能用在角膜囊袋中。最小切口白内障手术透镜通常也太厚以至于不能放置在角膜囊袋中。例如,白内障手术透镜植入物的典型厚度是1mm或更多,该厚度充分地厚于人类角膜,人类角膜的厚度通常在0.5到0.6mm之间。已经设计了一些仅仅具有大约0.05mm的厚度的角膜植入物。此外,白内障手术透镜具有支撑脚,该支撑脚是从设计的透镜植入物的扩展,从而保持将透镜植入物固定在囊袋内。不呈现支撑脚以及支撑脚对于角膜植入物不是必需的。最终,白内障手术透镜植入物不被设计为与角膜生物相容,以及将不被允许作为角膜植入物。

[0004] 设计用于小切口白内障手术透镜植入物的传输系统不能良好地适用于作用于小切口角膜植入物的传输系统。已经设计了这些传输系统,用于大大厚于通常角膜植入物的白内障手术透镜植入物。用于小切口白内障手术透镜植入物的传输系统被设计以容纳支撑脚,支撑脚将不出现在角膜透镜植入物上。

发明内容

[0005] 本发明提供了改进的角膜植入物和用于移植角膜植入物的系统和方法。这些角膜植入物可以被通过角膜切口放置,该角膜切口充分地小于植入物的宽度。在优选的方面,角膜切口等于或小于植入物的宽度的一半。

[0006] 根据本发明的第一方面,角膜植入物可以在形状上可逆地变形,从而允许其通道通过角膜切口,该角膜切口等于或小于植入物的宽度的一半。角膜植入物和角膜、眼睛以及身体是生物相容的。任何满足这些标准的材料可以潜在地用于植入物。可能的材料包括从由胶原、聚氨酯、聚(2-羟乙基甲基丙烯酸酯)、聚乙烯吡咯烷酮、聚甘油甲基丙烯酸酯、聚乙烯醇、聚乙二醇、聚甲基丙烯酸、硅酮、丙烯酸树脂、多氟烃以及具有胆碱磷酸的聚

合物。在优选的实施例中，材料包括水凝胶。在另外的优选实施例中，材料包括聚甲基丙烯酸-共-羟乙基甲基丙烯酸酯 (HEMA/MAA)。在其他优选实施例中，在植入物中可以提供孔或孔隙，以通过允许营养物质和气体容易地通过植入物来增加植入物的生物相容性，从而保持在角膜内的健康新陈代谢。在另一优选实施例中，聚合物材料可以具有热塑特性，以至于植入物在一个温度下将具有一个期望形状，然后在第二温度下变形为另一期望形状。在又一个优选实施例中，角膜植入物可以包括一个或多个分开的、较小的部件，可以组装这些部件一原位地放置在角膜囊袋中。该原位组件有利地使得插入角膜植入物所需要的切口尺寸最小。

[0007] 角膜植入物可以是允许其被放置在角膜囊袋中的任何形状。在优选实施例中，角膜植入物是充分圆形的。在可选择优选实施例中，角膜植入物不是圆形的。非圆形的角膜植入物具有不大可能在角膜囊袋中旋转的好处。这种特性在校正白内障的植入物中是有用的。

[0008] 在优选的其他实施例中，角膜植入物是透镜。透镜可以是单焦点、多焦点、菲涅耳、衍射、棱镜或其他类型的透镜，这些透镜可以用于治疗屈光不正（例如近视、远视或白内障）远视眼或眼病例如黄斑变性。透镜还可以由聚合物制成，这些聚合物的折射特性利用电磁能量长期地或可逆地调节，如在授予 Jethmalani 的美国专利申请 2003/0173691 中所描述的。

[0009] 角膜植入物通常包括用于替代或补充角膜的一部分的假体。这样的植入物可代替角膜移植用来对角膜恢复光学透明度或结构完整性。可以使用角膜假体来代替仅仅角膜的部分厚度部分，或代替角膜的全部厚度部分。在优选方面，可以对角膜植入物涂敷细胞外基质蛋白质，例如胶原、纤维连接蛋白、昆布氨酸、物质 P、类胰岛素生长因子-1、或缩氨酸序列例如纤维连接蛋白黏附促进肽 (FAP)。在另外的优选方面，利用在授予 Jacob 等的美国专利 6,689,165 中描述的方法，将这些细胞外基质蛋白质和肽束缚或另外粘合到角膜植入物的上皮侧。这样的表面处理意图促进在角膜植入物的表面上的上皮形成。

[0010] 在可选择的优选实施例中，角膜植入物的表面可以具有促进在角膜植入物的表面上的上皮形成的纹理。纹理，例如表面凹槽，可以被施加到角膜植入物的表面以促进上皮形成，如在授予 Dalton 等的美国专利 6,454,800 中所描述的。

[0011] 在又一其他可选择优选实施例中，角膜植入物可以由促进在角膜植入物的表面上的上皮形成的材料制成。该材料的例子包括从由胶原、N-异丙基丙烯酰胺、胶原和 1-乙烷基-3,3'-(二甲氨基丙基)-碳化二亚胺以及胶原和 N-羟基丁二酰亚胺 (EDC/NHS) 组成的组所选择的聚合物。在另一优选实施例中，聚合物还另外包括细胞外基质蛋白质，例如纤维连接蛋白、昆布氨酸、物质 P、类胰岛素生长因子-1 或缩氨酸序列例如纤维连接蛋白黏附促进肽 (FAP)。

[0012] 可选地，实际上至少部分装置可以包括孔或孔隙，以至于促进角膜组织生长进入和通过移植物，从而促进停滞和生物相容性。这样的多孔植入物可以如在授予 Noolandi 等的美国专利 6,976,997 和授予 Chirliia 等的美国专利 5,300,116 中所描述的那样进行制造。

[0013] 可选地，可以对透镜或其他角膜植入物的至少部分进行着色。染色对于美容目的或治疗目的是有用的，治疗目的例如无虹膜的治疗。例如，施加生物相容墨水的方法，该

方法在着色接触透镜制造中是公知的,可以被用于对角膜植入物着色。在美国专利申请 2003/0054109 和 2003/0025873 中描述了特定着色方法,这些申请的公开通过参考包括在这里。在可选择的优选方面,可以利用光敏墨水来对角膜植入物进行着色,该光敏墨水利用对于电磁波的暴露而变色。这允许通过暴露给电磁波而在活体内将角膜植入物的颜色进行长期或可逆地变化。

[0014] 可选地,角膜植入物还包含苯甲酮类型的紫外线滤光化合物,例如 3-(2- 苯甲基三唑基)-2- 羟基-5- 支链烃-辛基-苯甲基甲基丙烯酰胺。

[0015] 在又一其他优选实施例中,角膜植入物可以是装置。可能的植入物装置的离子包括微型照相机和水溶葡萄糖监视器。

[0016] 本发明的改进的角膜植入物可以被变形为减小宽度的形状,该形状允许通道通过角膜切口,该角膜切口充分小于当未变形或未被限制时的植入物的宽度。在优选方面,切口将小于或等于植入物的宽度的 一半。

[0017] 根据本发明的系统包括中空部件和植入物移动器或其他轴向推动器,其被用来传输角膜植入物,该角膜植入物已经被限制为匹配在中空部件的轴向中空通道内。植入物可以被变形或限制为任何形状或结构,该形状或结构具有允许该植入物匹配到中空部件的内部的“减小的宽度”,例如卷拢或者折叠。通过“减少的宽度”,意味着将植入物的最大宽度例如圆形透镜的直径,减少了一定阈值,典型地减少了至少一半(50%)、经常减少至少 60% 以及有时减少至少 65% 或更多。

[0018] 一旦角膜植入物已经在中空部件中之后,使用植入物移动器或其他轴向推动器将植入物啮合和推动到角膜囊袋中。可选地,该系统可以进一步包括变形腔,在该变形腔处,将植入物变形为将匹配到中空部件内的形状和尺寸。在其他优选方面,变形腔可以包括在变形过程期间协助维持变形腔内的角膜植入物的定向的脊、凸出物、凹口或凹槽。可选地,中空部件呈锥形,也就是在远端比近端更窄。这样的锥形允许:当植入物前进通过中空部件并出去通过更小的远侧开口时,植入物可以进行另外的变形(尺寸或宽度减少)。中空部件的内部可以包括脊、凸出物、凹口或凹槽,它们在角膜植入物在中空部件内部行进时,协助维持该角膜植入物的定向。用于植入物放置的系统被设计以允许将植入物放置到具有进入切口的角膜囊袋,该进入切口等于或小于植入物的宽度的一半,然而,该系统还可以被用来放置植入物通过大于植入物的宽度的一半的角膜切口。

附图说明

[0019] 图 1A、1B、1C 和 1D 示出现有技术的角膜植入物。

[0020] 图 2A 到 2C 示出本发明的设备的第一实施例。

[0021] 图 3A 到 3C 示出了当利用图 2A-2C 的设备对角膜植入物进行推进和限制时的角膜植入物的侧视图。

[0022] 图 4A 到 4D 示出本发明的设备的第二实施例。

[0023] 图 5A 到 5D 示出当利用图 4A-4D 的设备对角膜植入物进行推进和限制时的角膜植入物的侧视图。

[0024] 图 6A 到 6C 示出本发明的设备的第三实施例。

[0025] 图 7A 和 7B 示出在角膜中植入植入物时对于图 6A-6C 的设备的使用。

- [0026] 图 8A 到 8D 示出根据本发明的优选角膜植入物。
- [0027] 图 9A 到 9F 示出根据本发明的另外植入规程。
- [0028] 图 10A 到 10F 示出根据本发明的另外植入规程。
- [0029] 图 11A 到 11F 示出根据本发明的另外植入规程。
- [0030] 图 12A 和 12B 示出用于折叠和推进角膜植入物的根据本发明的原理的工具。

具体实施方式

[0031] 图 1A 示出了白内障手术透镜植入物 2 的顶视图。植入物 2 的圆形光学器件 5 具有从该光学器件的外围延伸的支撑脚 10。支撑脚 10 被用于协助将光学器件居中和固定到囊袋内。图 1B 示出白内障手术透镜植入物光学器件 5 的侧视图。注意, 光学器件 5 的厚度 t_1 典型地为 1mm 或更多, 以及充分大于人体角膜的 0.5 到 0.6mm 的厚度。光学器件 5 的厚度使得其不适用作角膜透镜植入物。图 1C 示出了角膜植入物 15 的顶视图。注意, 在角膜植入物上没有支撑脚。图 1D 示出了角膜植入物 15 的侧视图。注意, 厚度 t_2 充分小于白内障手术透镜植入物 5 的厚度。角膜植入物 15 的厚度 t_2 通常将小于人体角膜的厚度。

[0032] 图 2A 以局部剖视示出了角膜植入物传输系统 18。中空部件 20 具有远侧末端 21 (其优选地形成斜角或倒角), 该中空部件 20 限定了中空轴向通道 25 (例如轴向内腔)。轴向推动器 30 具有末端 35, 该末端 35 啮合角膜植入物 15, 该角膜植入物 15 已经进行变形并被限制为匹配倒中空部件 20 的中空轴向通道 25 内, 如在图 2B 中所示。中空通道 25 的截面可以是圆形的、多边形的或导通从而限制角膜植入物 15 的其他任何形状。中空部件 20 的中空轴向通道 25 可以包含脊、凸出物、凹口或凹槽 (现在示出), 它们当角膜植入物向中空部件的远侧行进时 (未示出), 将协助维持角膜植入物的定向。轴向推动器 30 啮合被限制的角膜植入物 15 的一端, 以将被限制的植入物推进通过中空通道 25。图 2C 示出被限制的角膜植入物 15, 其从中空通道 25 的远端显现, 并依然保持为其变形和被限制的结构。通过将中空部件 20 的末端放置通过角膜中的切口, 可以将角膜植入物 15 通过甚至很小的切口推进倒角膜囊袋 (未示出) 中。在优选方面, 角膜植入物能够通过小于角膜植入物的宽度的一半的进入切口。在那些情况下, 中空部件将具有从 0.5mm 到 5mm、优选地从 1mm 到 3mm 的外部宽度, 以及具有从 0.3mm 到 4.8mm、优选地从 0.8mm 到 2.8mm 的内部宽度。

[0033] 图 3A 示出了处于未变形、未被限制的角膜植入物 15 的侧视图。图 3B 和 3C 示出了角膜植入物 15 在中空部件 20 中移动时的端视图。注意, 角膜植入物 15 已经被变形和限制为卷起的结构。该卷起结构将优选地具有在从 0.3mm 到 4.8mm、优选地从 0.6mm 到 2.6mm 的范围内的直径, 从而匹配到中空部件 20 的中空通道 25 内。

[0034] 图 4A-4D 示出了具有变形腔室 27 和变形部件 28 的角膜植入物传输系统。在本发明的该实施例中, 将角膜植入物 15 以未被限制且未变形的结构放置在腔室 27 中, 然后通过变形部件 28 将其在变形腔室 27 内变形为折叠或卷起的角膜植入物 17。将变形部件 28 在变形腔室 27 内运动, 以将角膜植入物 15 变形和折叠成折叠的或卷起的角膜植入物 17。图 4C 示出通过植入物移动器末端 35 与变形的角膜植入物 17 啮合的轴向推动器 30。图 4D 示出变形和折叠的角膜植入物 17。轴向推动器 30 啮合角膜植入物 17, 从而在中空通道 25 内推动变形且被限制的植入物。图 4D 示出, 角膜植入物 17 已经被轴向推动器 30 推出中空通道 25, 同时保持被限制的形状。角膜植入物 17 的被限制结构允许通过小切口通入角膜囊袋

(未示出)。可选择的变形腔室 27 和变形部件 28 的存在,有利地允许角膜植入物 15 被容易地变形为这样的结构,以至于允许该变形后的植入物被通过小角膜切口放入到角膜囊袋内。

[0035] 图 5A-5D 示出正在被变形为示例性变形和折叠的或打褶的角膜植入物 17 的侧视图。

[0036] 图 6A-6C 示出了可选择的角膜植入物传输系统 100 的顶视图。在该实施例中,将角膜植入物 115 放置到变形区域 122 中。当闭合变形区域的“翼片”123 时,形成变形腔室 124(图 6B),该变形腔室 124 将角膜植入物 115 进行变形。在该实施例中,将角膜植入物 115 对折。轴向推动器 130 的末端 132 啮合角膜植入物 115。中空部件 120 逐渐变细,以至于中空通道 126 在插入角膜囊袋的末端 121 处更窄。这允许当植入物被向远侧推进并通过末端 121 时,可以被变形为甚至更小的截面。在该实施例中,有利的是,植入物移动器末端 132 还可以变形来匹配到变窄的中空通道 126 中。

[0037] 图 7A 示出正在被插入角膜囊袋 140 中的角膜植入物 115 的侧视截面视图。图 7B 示出当角膜植入物 115 已经被插入到角膜囊袋 140 内并且展开或另外张开回到其未被限制的尺寸之后,角膜 145 内的角膜植入物 115 的最终形状。

[0038] 图 8A 示出角膜植入物假体 50 的截面图。角膜植入物假体 50 意图替代角膜的前层的部分。在该实施例中,具有中央光学器件 52,其从缘 54 向前凸出。在优选方面,中央光学器件将从缘凸出 1 到 600 微米。更优选地,中央光学器件将从缘凸出 50 到 400 微米。中央光学器件 52 将替代已经被去除的患病前部角膜组织。缘 54 被设计为部分地或全部地围绕光学器件的中央,以匹配在角膜囊袋的外围凹口中,从而将角膜植入物假体固定到角膜。缘可以是如所述的裙缘,或可以是分布在中央光学器件的外围周围的部分中的锯齿形或其他形状。图 8B 示出角膜植入物假体 50 的顶视图,其示出中央光学器件 52 和缘 54。缘 54 可以可选地包含孔或实际上是多孔的,以至于促进角膜组织生长进入和通过植入物,从而促进保持性和生物相容性。

[0039] 图 8C 示出角膜植入物假体 60 的截面图,其意图替代角膜的全厚度区域。在该实施例中,具有从缘 64 凸出的中央光学器件 62 的前部分。中央光学器件 62 的前部分将替代已经被去除的患病前部角膜组织。在优选的方面,中央光学器件将从缘向前凸出 1 到 600 微米。更优选地,中央光学器件将从缘向前凸出 50 到 400 微米。另外,角膜植入物假体 60 具有中央光学器件的后部分 66,该后部分从缘向后凸出 1 到 900 微米。更优选地,中央光学器件将从缘向后凸出 50 到 800 微米。中央光学器件的后部分 66 将替代已经被去除的患病后部角膜组织。缘 64 将角膜植入物假体 60 固定在角膜囊袋的外围凹口中,并提供不透水密封。缘 64 可以可选择地包括孔或实际上可以是多孔的,以至于促进角膜组织生长进入并通过植入物,从而促进保持性和生物相容性。缘可以从上述的任何透镜材料制成。

[0040] 图 9A-9F 示出使用本发明的方法和设备来治疗前部角膜疾病过程的方法。在每个图 9A-F 中,在上方见到角膜的截面图,而在下方见到了顶视图。在图 9A 中,示出已经在前部患病角膜 43 的后部创建囊袋 40。图 9B 示出已经利用圆形环钻(未示出)切除了前部患病角膜 43,从而创建具有外围囊袋的开口顶部。切除的边缘显示为 45。图 9B 还示出保持在变形区域 122 内的角膜植入物 50。在图 9C 中,中空部件 120 已经被通过外部开口 42 插入囊袋 40 中,以及已经在变形腔室 124 中将角膜植入物进行对折。图 9D 示出:通过将角膜

植入物 50 移动通过变窄的中空通道 126 使得角膜植入物 50 进一步变形为更紧凑的形状, 以及角膜植入物 50 正在被挤出进入囊袋 40。图 9E 示出角膜植入物 50 在角膜囊袋 40 中已经被恢复到其原始形状。中央光学器件 52 填充被切除的前部角膜 43 剩余的空间, 并恢复角膜的光学透明度。中空部件 120 和植入物移动器 30 已经被从角膜囊袋 40 收回。图 9F 示出固定在角膜囊袋 40 内的角膜植入物 50 的最终外观。

[0041] 图 10A-10F 示出通过使用本发明来治疗全厚度角膜疾病 (例如人工日化性大泡性角膜病变) 的方法。在每个图 10A-10F 中, 在上方示出了角膜的截面图, 而在下方示出了顶视图。在图 10A 中, 示出了已经在患病角膜 41 的层中创建了囊袋 40。囊袋将角膜划分为患病前部角膜 43 和患病后部角膜 44。图 10B 示出了前部患病角膜 43 已经使用圆形环钻 (未示出) 切除。利用虚线将切除的边缘示出为 45。图 10B 还示出了保持在变形腔室或区域 122 中的角膜植入物 60。在图 10C 中, 中空部件 120 已经被通过外部开口 42 插入囊袋 40 中, 以及已经在变形腔室 122 中将中空部件 120 对折。图 10D 示出: 通过将角膜植入物 60 移动通过变窄的中空通道 126, 已经该角膜植入物 60 进一步变形为更紧凑的形状, 并将该角膜植入物 60 挤出进入囊袋 40 中。图 10E 示出角膜植入物 60 已经在角膜囊袋 40 中恢复到其原始形状。前部光学器件 62 填充被切除的患病前部角膜 43 所留下的空间。在优选的方面, 在已经将角膜植入物 60 放置在囊袋中之后, 可以利用插入通过外部开口 42 的低轮廓弯曲角膜剪或一些其他切割工具 (例如等离子刀), 来切除后部患病角膜 44。图 10F 示出角膜植入物假体 60 的最终外观。注意, 缘 64 将角膜植入物假体 60 固定在角膜囊袋的外围凹口内, 以及提供不透水密封。在该实施例中, 后部光学器件 64 凸出通过被切除的患病角膜 44 所留下的空间。然而, 后部光学器件 63 是可选择的, 以及不是角膜植入物适当起作用所必需的。要知道, 前部中央光学器件 62、后部中央光学器件 63 和缘 64 的相对尺寸、形状以及角度, 每个可以在保持在本发明的范围内的情况下被修改来促进改进的保持性以及光学质量。

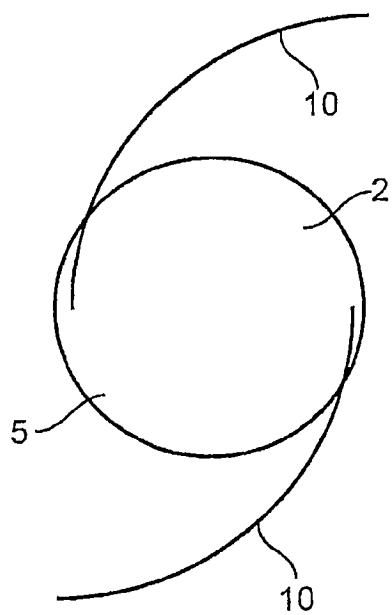
[0042] 图 11A-11F 示出了可以被组装到角膜囊袋内的角膜植入物的实施例。通过在角膜囊袋内组装角膜植入物的分开较小件, 可以在使用相对小的外部切口的同时, 构建相对大的角膜植入物。图 11A 和 11B 的顶部分显示了具有基质内囊袋的角膜的截面图。图 11A 的底部分显示具有基质内囊袋的角膜的自顶向下视图。在图 11A 和图 11B 中, 都可以看到已经将缘 70 的第一半插入到囊袋内。而缘 74 的第二半正在被插入通过小外部切口。注意, 因为角膜组织是部分弹性的, 缘可以由相对刚性的材料例如聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 制成, 以及依然被插入通过外部开口 42, 该外部开口 42 小于组装的角膜植入物的直径的一半。在图的顶部中的垂直虚线和在图底部中的圆形虚线表示被已经切除 (利用环钻) 的前部基质组织的圆形盘留下的开口 76。图 11C 和 11D 示出了光学器件 72 可以被匹配到开口 76 中。图 11E 和 11F 示出已经将光学器件 72 附着到缘的两个半部 70 和 74, 从而完整了角膜植入物的组装。可以通过互锁配件 (未示出)、利用胶水或任何其他适合的机械或化学固定方法, 来将角膜植入物的各个件附着到彼此。在本发明的该实施例中, 将角膜植入物示为三件假体, 其替代角膜的部分。然而, 要知道, 本发明包括可以作为两件或更多件在角膜囊袋中组装的任何角膜植入物。

[0043] 图 12A-12B 示在中空部件 80 上的变形腔室 86 的背部的端视图, 其显示当将角膜植入物 90 在轴向上推进时, 在变形腔室内的凸出物 82 的存在如何维持该角膜植入物 90 的

定向。变形腔室 86 包括三个铰链连接部分 80a、80b 和 80c，它们组成中空部件，该中空部件开口以接收角膜植入物 90。在变形区域 80 的横向方面是两个凸出物 82，其协助将角膜植入物 90 的缘 94 维持在适当的位置。图 12B 示出了如何通过将翼片 84（它们一起形成轴向推动器或植入物移动器）合在一起将部分 80a、80b 和 80c 闭合，从而创建中空部件 80 和变形腔室 86。现在，利用凸出物 82 将角膜植入物 90 牢固地固定在中空变形腔室 86 内，以及可以利用植入物移动器 84 来操纵角膜植入物 90。然后，可以利用轴向推动器或其他植入物移动器（未示出）来沿着中空部件 80 轴向地移动角膜植入物 90，而没有角膜植入物的疏忽旋转。

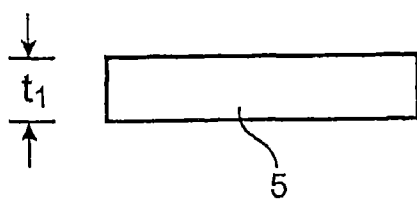
[0044] 请注意，在本发明的任何实施例中，可以将角膜植入物的至少某些部分着色，以增强眼睛的审美外观，或以减少曝光给眼睛的光量（例如用于无虹膜的治疗）。

[0045] 虽然以上是本发明的优选实施例的完全描述，也可以使用多种替换、修改和等效。因此，不应当认为以上描述意图限制由所附权利要求限定的本发明的范围。



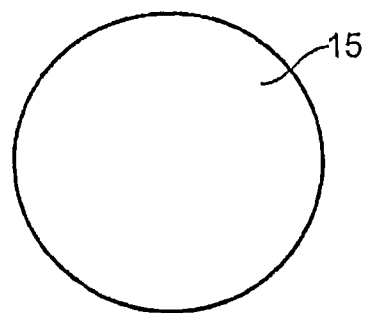
(现有技术)

图 1A



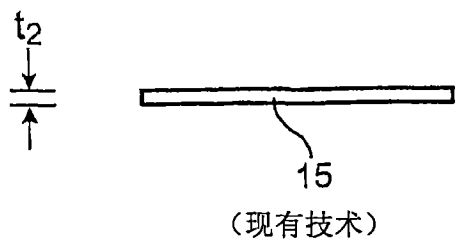
(现有技术)

图 1B



(现有技术)

图 1C



(现有技术)

图 1D

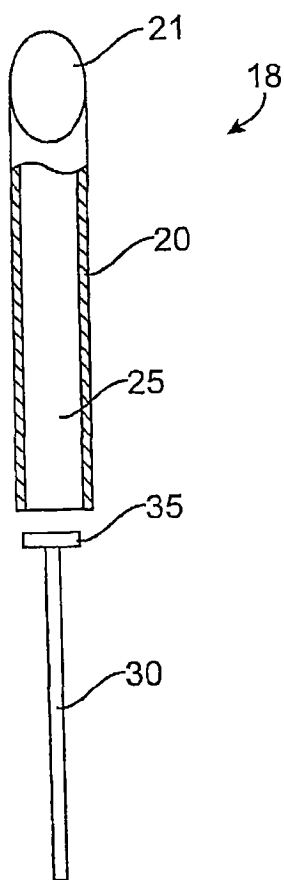


图 2A

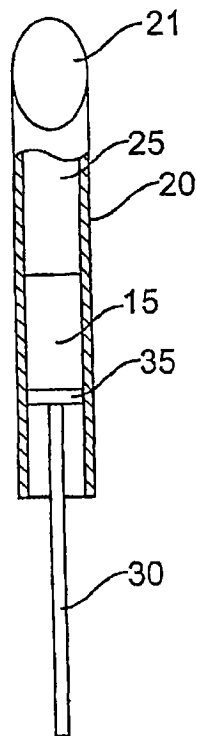


图 2B

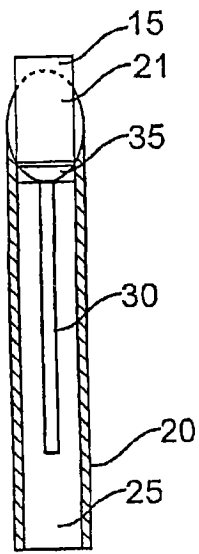


图 2C

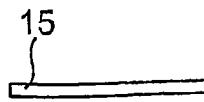


图 3A



图 3B



图 3C

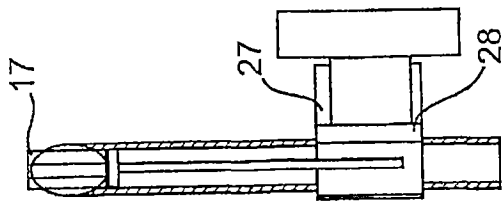


图4D



图5D

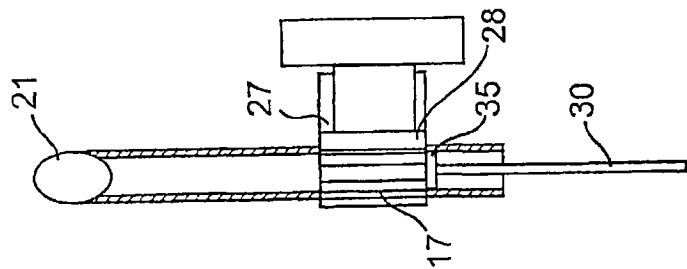


图4C



图5C

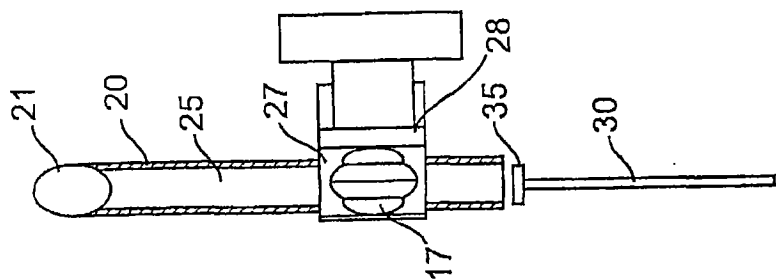


图4B



图5B

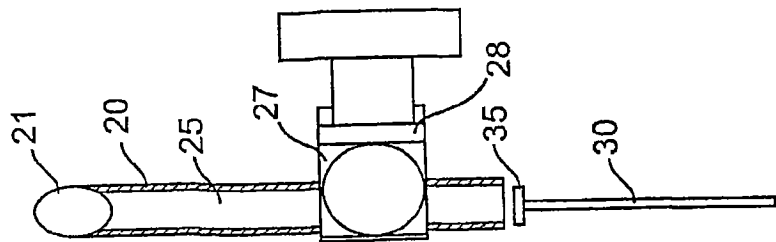


图4A



图5A

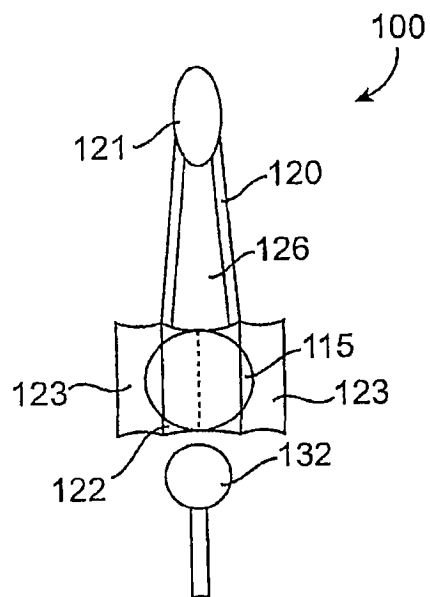


图 6A

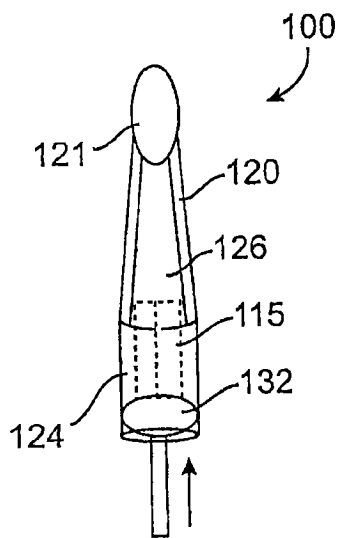


图 6B

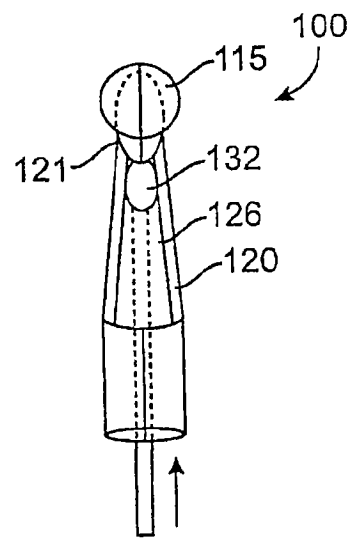


图 6C

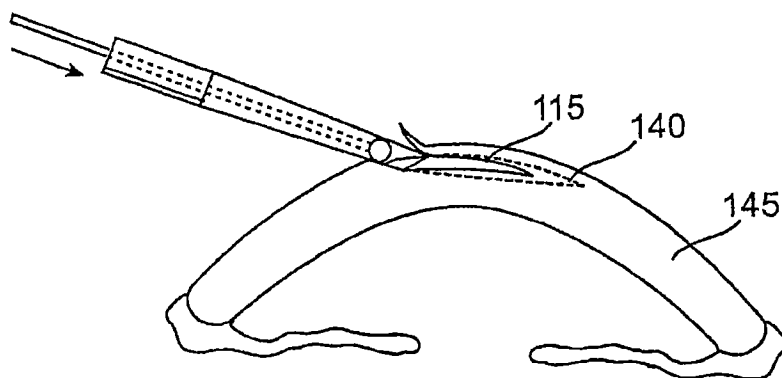


图 7A

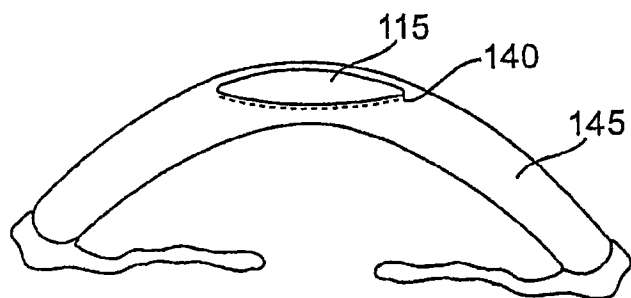


图 7B

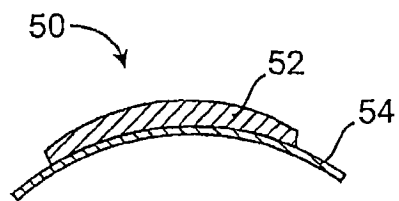


图 8A

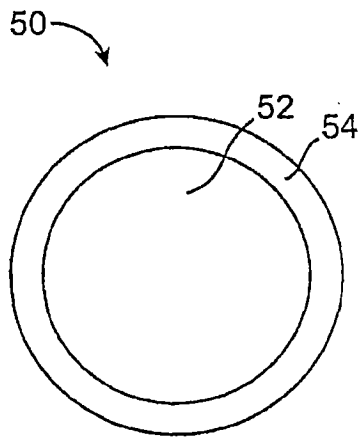


图 8B

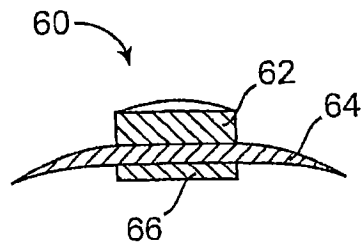


图 8C

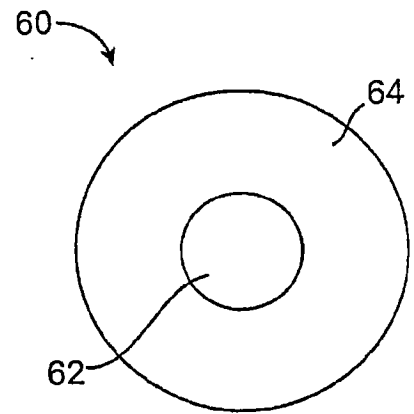


图 8D

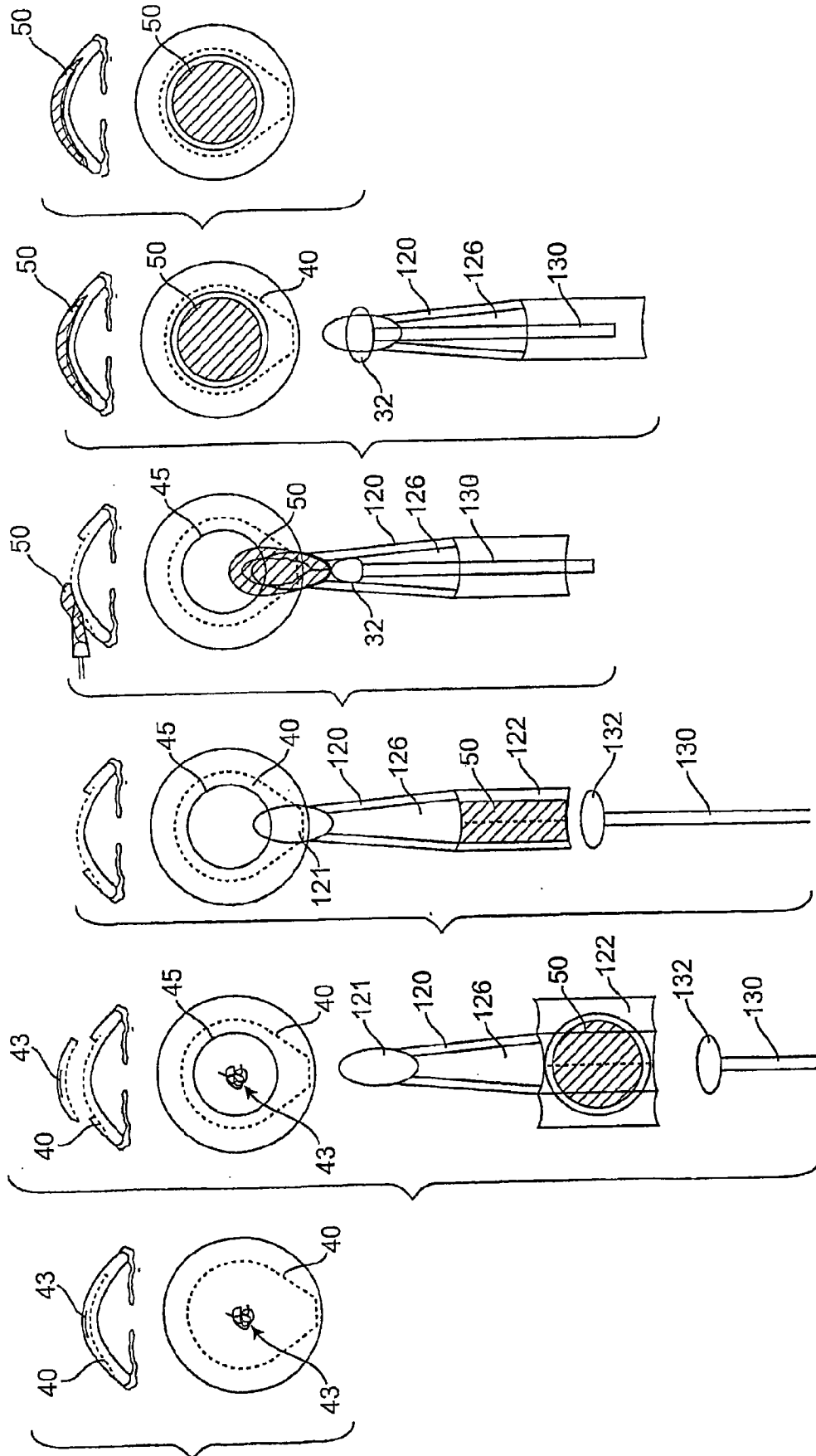


图9A

图9B

图9C

图9D

图9E

图9F

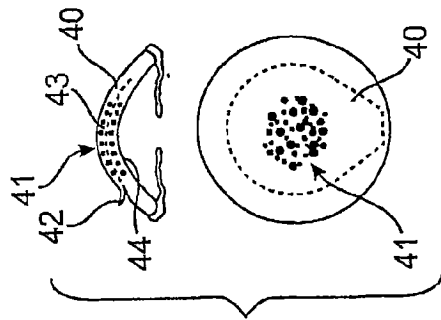


图10A

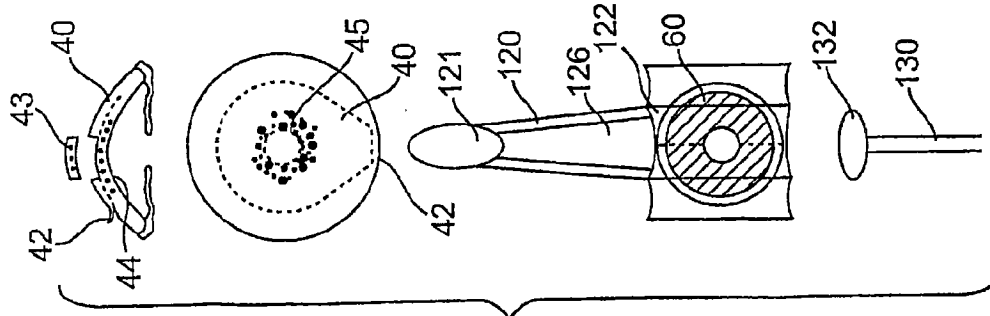


图10B

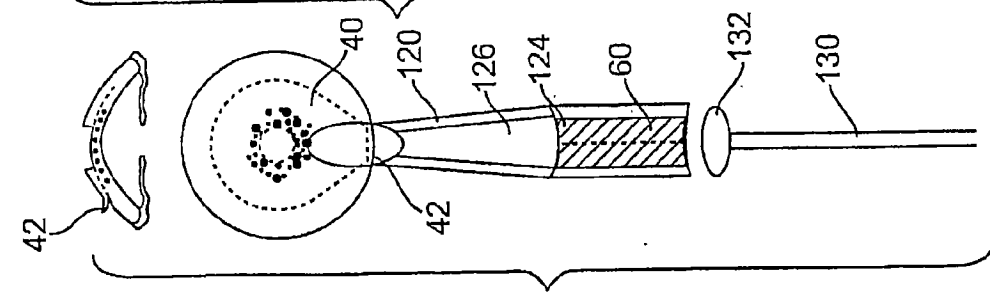


图10C

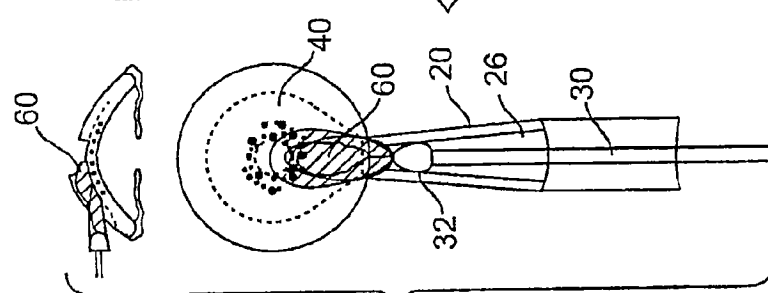


图10D

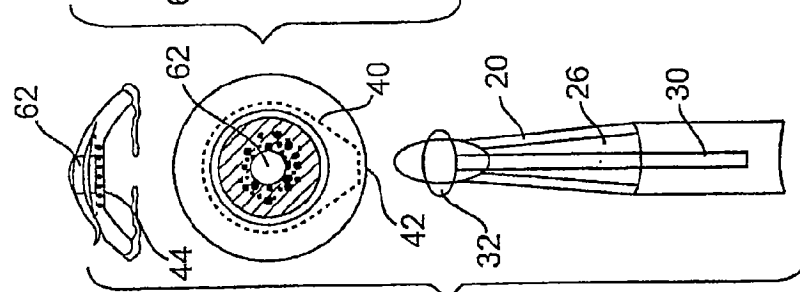


图10E

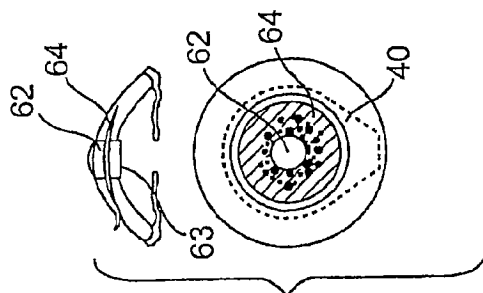


图10F

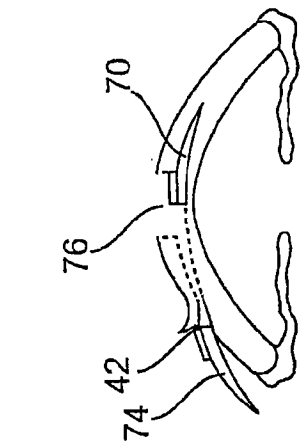


图11A

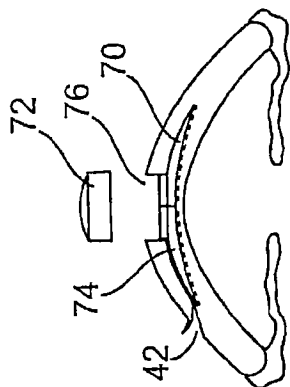


图11B

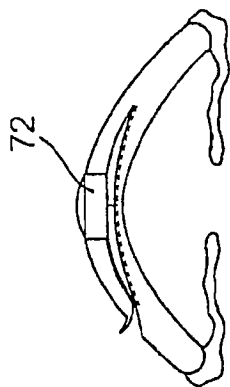


图11C

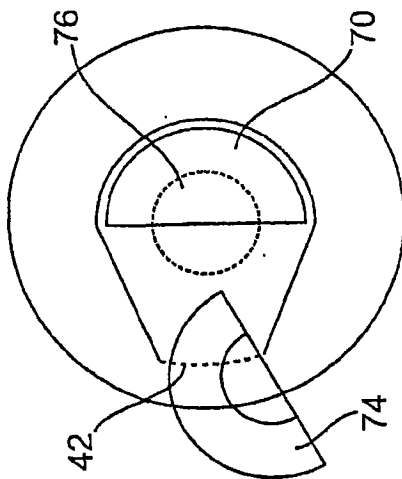


图11D

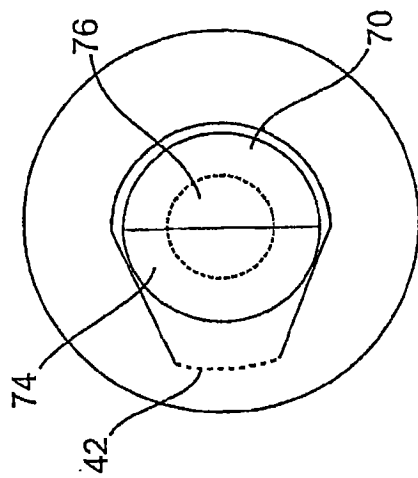


图11E

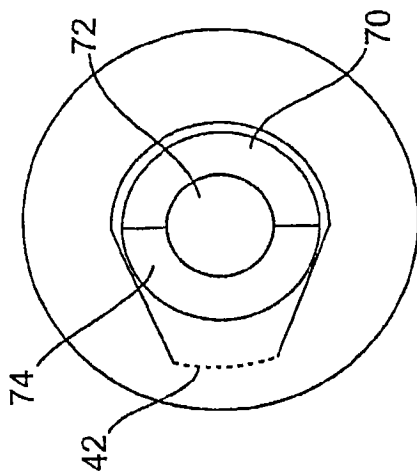


图11F

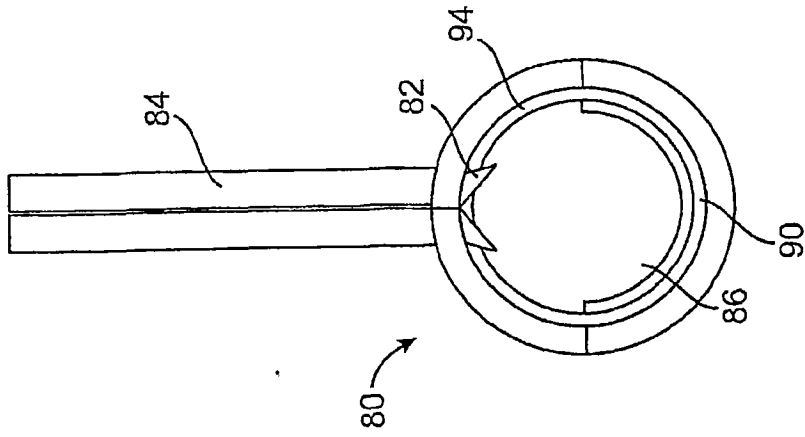


图12B

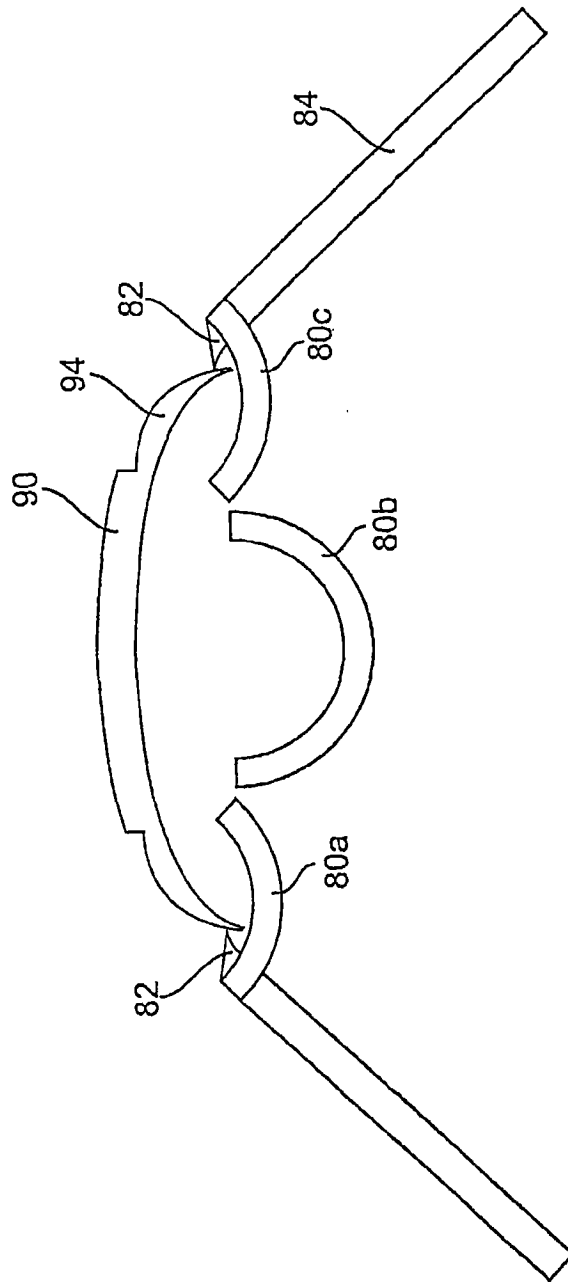


图12A