



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103153229 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201180048172. 0

(22) 申请日 2011. 10. 03

(30) 优先权数据

PCT/CH2010/000246 2010. 10. 06 CH

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 04. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/CH2011/000234 2011. 10. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/045186 EN 2012. 04. 12

(73) 专利权人 爱德华·安东·黑夫利格尔

地址 瑞士普费菲孔

(72) 发明人 爱德华·安东·黑夫利格尔

(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 张阳

(51) Int. Cl.

A61F 2/16(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007/0260310 A1, 2007. 11. 08, 说明书第
[0003]–[0038] 段、附图 2–6.

US 2009/0018652 A1, 2009. 01. 15, 全文.

US 2002/0107568 A1, 2002. 08. 08, 全文.

US 2008/0154364 A1, 2008. 06. 26, 全文.

审查员 王萌萌

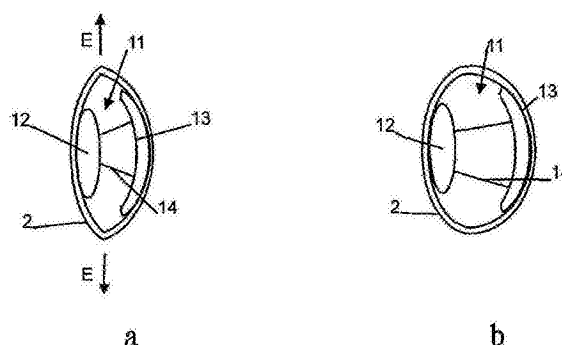
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

人工晶体植入物

(57) 摘要

人工晶体植入物包括两个视件(12, 13)和位于视件之间的弹簧件(14)。沿着晶体植入物(11)的光轴(A-A')的第一和第二视件(12, 13)之间的距离可被改变, 以调节晶体植入物(11)的焦距。晶体植入物(11)被设计为在弹簧件(14)处于其松弛态时具有适于远距视力的形状。弹簧件(14)的弹簧常量具有使得由眼晶状体囊(2)为保持晶体植入物(11)而产生的力将弹簧件(14)从其松弛态转变至伸拉态的大小。通过这一设计, 晶体植入物(11)可以遵循与天然晶状体相同的激励原理。



1. 人工晶体植入物,包括:

第一视件 (12) 和第二视件 (13),

用于改变沿着晶体植入物 (11) 的光轴 (A-A') 的第一和第二视件 (12,13) 之间的距离并由此改变晶体植入物 (11) 的焦距的弹簧件 (14),

其中,在没有任何外力的情况下,弹簧件处于松弛态,并且当外力被施加到弹簧件时,弹簧件处于伸拉态,

其中晶体植入物 (11) 被设计为在弹簧件 (14) 处于其松弛态时具有提供适于远视力的焦距的形状,

其中弹簧件 (14) 的弹簧常量具有使得由眼晶状体囊 (2) 为保持晶体植入物 (11) 而产生的力将弹簧件 (14) 从其松弛态转变至伸拉态的大小,并且

其中,在弹簧件 (14) 的伸拉态下第一和第二视件 (12,13) 之间的距离要超过在弹簧件 (14) 的松弛态下第一和第二视件 (12,13) 之间的距离。

2. 一种人工晶体植入物,包括:

第一视件 (12) 和第二视件 (13),

用于改变沿着晶体植入物 (11) 的光轴 (A-A') 的第一和第二视件 (12,13) 之间的距离并由此改变晶体植入物 (11) 的焦距的弹簧件 (14),

其中,在没有任何外力的情况下,弹簧件处于松弛态,并且当外力被施加到弹簧件时,弹簧件处于伸拉态,

其中晶体植入物 (11) 被设计为在弹簧件 (14) 处于其松弛态时具有提供适于远视力的焦距的形状,及

其中弹簧件 (14) 的弹簧常量具有小于 550mN/mm 的值,并且

其中,在弹簧件 (14) 的伸拉态下第一和第二视件 (12,13) 之间的距离要超过在弹簧件 (14) 的松弛态下第一和第二视件 (12,13) 之间的距离。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的人工晶体植入物,

其中晶体植入物 (11) 被设计为在弹簧件 (14) 处于伸拉态时具有提供适于近视力的焦距的形状。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的人工晶体植入物,

其中晶体植入物 (11) 被设计为需要外部伸拉力以将弹簧件 (14) 从其松弛态伸拉至其伸拉态。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的人工晶体植入物,

其中弹簧件 (14) 的弹簧常量具有小于 20mN/mm 的值。

6. 如权利要求 1 或 2 所述的人工晶体植入物,

其中弹簧件 (14) 的弹簧常量具有大于 2.5mN/mm 的值。

7. 如权利要求 1 或 2 所述的人工晶体植入物,

其中弹簧件 (14) 的弹簧常量具有大于 10mN/mm 的值。

8. 如权利要求 1 或 2 所述的人工晶体植入物,

其中在第一和第二视件 (12,13) 的外表面之间沿光轴 (A-A') 的晶体植入物 (11) 的宽度 (w) 在弹簧件 (14) 的松弛态下处于 2.5mm 至 5.5mm 之间。

9. 如权利要求 1 或 2 所述的人工晶体植入物,

其中沿光轴(A-A')的晶体植入物(11)的宽度(w)在弹簧件(14)的松弛态下处于3.8mm至4.0mm之间。

10. 如权利要求1或2所述的人工晶体植入物,

其中沿光轴(A-A')的晶体植入物(11)的宽度(w)在弹簧件(14)的伸拉态下处于2.7mm至5.7mm之间。

11. 如权利要求1或2所述的人工晶体植入物,

其中晶体植入物(11)的宽度(w)在弹簧件(14)的伸拉态下处于4.0mm至4.2mm之间。

12. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,其中弹簧件(14)的弹簧常量具有使得由晶状体囊(2)产生的力将弹簧件(14)从其松弛态转变至伸拉态的大小,所述伸拉态使得晶体植入物(11)的形状表现为调节至近视视力的晶状体。

13. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,其中晶体植入物(11)在弹簧件(14)的松弛态下沿光轴(A-A')的纵向尺寸要小于晶体植入物(11)在伸拉态下沿光轴(A-A')的纵向尺寸。

14. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,其中视件(12,13)包括用于在植入态下与晶状体囊(2)相接触的外表面。

15. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,其中晶体植入物(11)缺乏与正收缩的眼睫状肌(6)直接或间接接合的元件,更具体地,晶体植入物(11)被设计为仅由经视件(12,13)引起的力所控制。

16. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,晶体植入物(11)缺乏在视件(12,13)纵轴(B-B')方向上投影在视件(12,13)高度之上的元件。

17. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,其中视件(12,13)的上缘在晶体植入物(11)的纵轴(B-B')方向上终止该晶体植入物(11)。

18. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,其中视件(12,13)和弹簧件(14)被整体形成。

19. 如权利要求1或2所述的晶体植入物,其中第一视件(12)是具有正屈光能力的透镜,而第二视件(13)是具有负屈光能力的透镜。

20. 用于制造如前述任一权利要求所述的晶体植入物的方法,包括:

测量将被晶体植入物(11)替换的天然晶状体,

形成弹簧件(14),所述弹簧件(14)带有使得其在由围绕天然晶状体的晶状体囊引起的张力下可伸拉的弹簧常量,以及

根据从上述测量导出的期望屈光能力形成两个视件(12,13)中的至少一个。

21. 用于制造如权利要求1-19中任一项所述的晶体植入物的套件,包括带有不同焦距和/或不同形状的多个视件(12,13)以及用于保持所述视件(12,13)的弹簧件(14)。

人工晶体植入物

技术领域

[0001] 本发明涉及人工晶体植入物、制造人工晶体植入物的方法以及制造人工晶体植入物的套件。

背景技术

[0002] 当天然晶状体由于年老而硬化并且调节变得不再可行时,可以指示用人工晶体植入物来替换人眼的天然晶状体。很长一段时间以来,允许调节的晶体植入物包括用合成的晶状体物质来代替人眼的天然晶状体物质。除了根据个体需要来适配这些晶状体(例如,适配成一具体的折射率)之外,制造这些晶状体的材料会因为相抵的要求而难以选择,即,一方面要求晶体植入物可调节,另一方则要求其持久且长寿命。

[0003] 近来,提出了由带有两个视件的晶体植入物(即,借助弹簧件彼此耦接的两个透镜)来代替单体晶体植入物的方案。这类晶体植入物例如可以参考 US2005/0228401A1。所述晶体植入物包括前部,前部则包括前视件和前偏移件。晶体还包括后部,后部则包括后视件和后偏移件。前部和后部在该人工晶体的第一和第二顶点处相接。前部和后部和/或顶点响应于视件间分隔的力改变。晶体植入物被设计为植入眼晶状体囊内。

[0004] 在没有任何外力的情况下,该晶体植入物具有其中各视件沿光轴处于其最大间隔的形状。视件可以响应于睫状肌的放松而朝向彼此移动,从而达到与适于远距视力的晶体植入物状态(在本文中该状态也被称为非调节态)相对应的形状。睫状肌的松弛可以使得小带纤维变得张紧并将晶状体囊轴向向外拉拽,这引起抵抗晶状体囊内晶体植入物的弹簧件的力并压缩视件。结果是包括晶体植入物的晶状体囊具有更为平坦的形状。在另一极端状况下,睫状肌收缩以使得小带纤维松弛。晶体植入物尤其是其弹簧件从其张紧态延伸至其松弛态,使得视件彼此分开。晶体植入物这时则具有与用于近距视力的状态(也称为调节态)相对应的球形。

[0005] 在目标文献的附图 38A 和 38B 中示例的另一实施例中,晶体植入物在两视件附近设有两偏移件,偏移件具有在非调节态下使其顶点邻接小带纤维和睫状肌的大小。这里,晶体植入物被配置为使其在没有外力的情况下将保持在非调节态。于是,当睫状肌收缩时,其将顶点拉得更近,这导致偏移件失效且视件分开并达到调节态。当睫状肌放松时,施加至顶点的力则减小,视件重新彼此接近并将晶体植入物转换至非调节态。

[0006] 鉴于晶体植入物对其自然环境的适配性,以上两种变体不被认为是理想的。在第一变体中,晶体植入物的松弛态提供了分隔开的视件,这又导致了表示晶体植入物适于近距视力的调节态的形状。这不反映在没有暴露于任何外力时在没有晶状体囊的情况下天然晶状体物质的形状:相反地,天然晶状体物质具有表示适于远距视力的非调节态的平坦形状。

[0007] 根据第二版本,晶体植入物的松弛态看上去与第一变体相反,并且晶体植入物的形状这时表示的是适于远距视力的晶状体的非调节态。然而,这类晶体植入物的激励以及这类晶体植入物的形状不被认为是使得这类晶体植入物对其环境的最佳适配。原因之一在

于人眼的睫状肌典型地不直接驱动并接合这些晶体。

发明内容

[0008] 因此,本发明所要解决的一个问题是提供适应眼生理学且适于在晶状体囊内的长期部署的人工晶体植入物。

[0009] 根据本发明的第一方面,提供了一种人工晶体植入物,包括:第一视件和第二视件;用于改变沿着晶体植入物的光轴的第一和第二视件之间的距离并由此改变晶体植入物的焦距的弹簧件。该晶体植入物被设计为在弹簧件处于其松弛态时具有适于远视力的形状。该弹簧件的弹簧常量具有使由眼晶状体囊为保持晶体植入物而产生的力将弹簧件从其松弛态转变至伸拉态的大小。

[0010] 根据本发明的另一方面,提供了一种人工晶体植入物,包括:第一视件和第二视件;用于改变沿着晶体植入物的光轴的第一和第二视件之间的距离并由此改变晶体植入物的焦距的弹簧件。该晶体植入物被设计为在弹簧件处于其松弛态时具有适于远视力的形状。该弹簧件的弹簧常量具有小于 550mN/mm 的值。更具体地,该晶体植入物被设计为具有在弹簧件处于伸拉态时适于近视力的形状,由此在弹簧件的伸拉态下第一和第二视件之间的距离要超过在弹簧件的松弛态下第一和第二视件之间的距离。由此,该晶体植入物被设计为需要外部神拉力以将弹簧件从其松弛态伸拉至其伸拉态。

[0011] 这类晶体植入物被设计为反映天然晶状体的属性及其激励机制,并且尽可能地遵循眼生理特性。首先,虽然该晶体植入物被设计为具有若干部件,即,包括两个或更多个视件以及位于视件之间的弹簧件,但是其仍被设计为在没有任何外力的情况下具有平坦化的形状,该形状表示使能远视力的天然晶状体的形状,即,有时这也被称为晶状体的非调节态。该形状反映了天然晶状体的形状并且由此最佳地服务于任何调节过程以及任何其他生理过程。

[0012] 在晶体植入物于松弛态下具有适于远视力的形状时,还需要其能够从该形状转换至适于近视力的形状。然而在现有技术中,这一状态由从晶体植入物的视件突出并试图与睫状肌直接接合的构件实现,并且这种激励并不反映人眼所使用的激励。

[0013] 而本发明的晶体植入物则构想的是睫状肌本身并不推动晶体植入物或晶状体囊,因为这一激励与天然调节不相符且只能通过训练睫状肌和人脑以从天然眼使用的激励机制切换至这一不同的激励机制。代替地,对人眼而言,一旦睫状肌收缩,小带纤维便松弛且不再伸拉晶状体囊,而这一伸拉则在前用于将晶状体囊保持在平坦伸长的状态。

[0014] 观察到在没有小带纤维的交互或仅有很少交互的情况下,是晶状体囊本身使得晶状体物质从表示远视力的平坦形状转换至表示近视力的更为球形的形状。晶状体囊由在晶状体物质生长期间在其外周通过构建包膜上皮细胞而构建的基膜组成。包围晶状体的晶状体囊是有弹性的,并且在没有任何其他外力的情况下,晶状体囊的表面趋向于具有每单位体积表面最小的形状,即球形。这就是为什么在没有任何外力的情况下晶状体物质和晶状体囊的结合具有期望用于近视力的似球形状的原因。然而,由晶状体囊构造的张力需要克服由晶体植入物的弹簧件在该弹簧件的伸拉方向上生成的弹簧力。这一张力针对不同个体在光轴的方向上可以位于 2 至 50g/mm 的范围内。因此,弹簧件的弹簧常量可以优选地具有小于 20mN/mm 的值。任一情况下,弹簧件的弹簧常量可以优选地具有小于 550mN/mm

的值,并且更优选地具有等于或小于 500mN/mm 的值,并且更优选地具有小于 300mN/mm。

[0015] 在设计步骤中,晶体植入物的弹簧件的弹簧常量具有使得由晶状体囊产生的力将弹簧件从其松弛态转换成伸拉态(即,拉拽弹簧件)的大小。转换的方向由弹簧件的动作方向确定,并且典型地是晶体植入物的光轴方向。在一个非常有利的实施例中,弹簧常量的大小不仅使得晶状体囊能够伸拉弹簧件并由此扩大视件沿光轴的距离,还使得晶状体囊能够将视件分开达表示近视视力的形状的距离。该转换应该优选地仅由晶状体囊内的张力影响。

[0016] 可以相信的是,虽然本发明的晶体包括两个分开的视件,但是本发明的晶体可以非常接近天然晶状体物质的形状和大小,并且晶体植入物及其激励可以与天然晶状体及其激励相符。由于激励与天然晶状体相同,即,尤其无需睫状肌直接作用于晶体植入物,植入该晶体的人就无需经历、学习和适应睫状肌直接与晶体植入物夹具相结合时的不同方式的激励/调节。此外,应该相信的是,只要晶状体物质能够由具有其最佳形状和大小的合成晶体植入物所复制,形成晶状体囊的基膜可以由于更佳的适配而更佳地与晶体植入物相接合,并由此更好地避免腐蚀和混浊。应该相信构建基膜的包膜上皮在与顺应天然晶状体的形状和激励的校准晶体植入物相接合时将显示出更好的可持续性。

[0017] 本发明的各方面的其他实施例将在从属权利要求中提及。

[0018] 根据本发明的另一方面,提供了一种制造如前任一实施例所述的晶体植入物的方法。测量天然晶状体。更具体地,通过例如任何成像技术测量天然晶状体的形状和大小。从上述测量导出的数据可被用于形成晶体植入物。可以形成弹簧件,所述弹簧件带有使得其在由围绕天然晶状体的晶状体囊引起的张力下可伸拉的弹簧常量。这类张力可被测量或评估。根据从上述测量导出的期望屈光能力可以形成具有所述期望屈光能力的两个视件中的至少一个。

[0019] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于制造如前任一实施例所述的晶体植入物的套件。该套件可以包括带有不同焦距和/或不同形状的多个视件以及用于保持所述视件的弹簧件。

[0020] 参考所述设备描述的任何实施例应该类似地适用于所述方法和套件。实施例的不同组合可以获得协同的效果,尽管这些组合没有被详细描述。

[0021] 另外应该注意的是,尽管涉及方法的本发明的所有实施例可以按照所描述的步骤次序执行,但是这并非是方法步骤的唯一实质次序。方法步骤的所有不同次序和组合视为在此描述。

附图说明

[0022] 如上定义的各方面以及本发明的进一步的方面、特征和优点还能够从下文描述的实施例的例子中导出,并参考这些例子得到解释。如下能够参考实施例的例子更详细地描述本发明,但本发明不限于此。

[0023] 图 1 示出了根据本发明实施例的示例性人工晶体植入物的纵向切面图,其中图 1a 示出植入物的松弛态,图 1b 则示出其伸拉态;

[0024] 图 2 示出了根据本发明实施例的示例性人工晶体植入物被植入晶状体囊中的纵向切面图,其中图 2a 示出了晶状体囊的伸拉态,图 2b 则示出囊的松弛态;

[0025] 图 3 示出了人眼前部的纵向切面图；

[0026] 图 4 示出了带有根据本发明实施例的植入物的眼前部的纵向切面图，其中该植入物处于经调节以使用远距视力的状态；以及

[0027] 图 5 示出了带有根据本发明实施例的植入物的眼前部的纵向切面图，其中该植入物处于经调节以使用近距视力的状态；

具体实施方式

[0028] 各附图中类似或相关的成分可以具有相同的参考编号。

[0029] 在图 3 中，优选地示出了人眼前部的简化截面图，包括角膜 5、虹膜 4 和晶状体 1，其中晶状体 1 含有位于晶状体囊 2 中的晶状体物质 3。晶状体 1 经由小带纤维 7 连接至睫状肌 6。睫状肌 6 具有可收缩和放松的环的形式。睫状肌 6 的收缩会导致被认为是眼聚焦至近距视力中的物体的调节。睫状肌 6 的放松则会导致更少的调节状态，其也被称为眼准备进行远距视力的非调节状态。

[0030] 在晶状体 1 适于远距视力的状态中，睫状肌 6 可以如图 3 所示放松。在此状态下，小带纤维 7 张紧并轴向向外地拉拽晶状体囊 2 的边缘，使得晶状体 1 在由睫状肌 6 生成并由小带纤维 7 传递至晶状体囊 2 的拖拽力的作用下具有相当平坦的形状。于是，晶状体囊 2 本身并非处于松弛态，而是被轴向伸拉，使其具有相当平坦的形状，而非球形。晶状体 1 的这一相当平坦形状的配置能够实现远距视力，因为该晶状体 1 不处于提供近场焦距的形状。

[0031] 当从远距视力转换成近距视力时，睫状肌 6 收缩以使得睫状肌 6 围绕晶状体 1 的直径减小。结果，小带纤维 7 的张紧度降低，并且该小带纤维 7 可以仅保持晶状体 1，但不向晶状体 1 施加任何额外的轴向力。在此状态下，即，晶状体没有被施加任何外力的状态下，晶状体 1 从其平坦形状松弛并返回其用于近距视力的似球形状，其中晶状体 1 用于近距视力的焦距要远小于用于远距视力的焦距。

[0032] 观察到当没有任何外力施于晶状体 1 时，晶状体物质 3 具有相当平坦的形状以适于远距视力。然而，当晶状体物质 3 将被包封入晶状体囊 2 时，同样在没有任何外力的情况下，该晶状体物质 3 将会变形并从更为平坦的形状变为更为球形的形状以适于近距视力。晶状体囊包括在晶状体物质构造期间构造的纤维。在没有任何外力的情况下，这些纤维使得晶状体囊具有最低能量的形状，其导致每单位体积最小的表面，该形状呈现为球形或更佳的是似球结构。

[0033] 总之，在没有任何外力被施加至晶状体囊时，晶状体物质 / 晶状体囊的组合将具有相当球形的形式，其表示晶状体适于近距视力。随着小带纤维 7 与收缩的睫状肌 6 一起老化，由晶状体囊生成的力足以影响晶状体物质 3 的这一变形。并且返回远距视力，近距视力占优势的表面张紧范例将被响应于睫状肌 6 的松弛而使得小带纤维 7 变得张紧的小带纤维 7 对晶状体囊 2 边缘的向外拉伸而取代。结果，晶状体囊 2 轴向伸拉并具有适于远距视力的相当平坦的形式。

[0034] 在此上下文中的晶体植入物被理解为代替晶状体物质而非晶状体囊的植入物。由此，晶体植入物旨在被插入晶状体囊内。

[0035] 本发明图 1 的实施例示出了示例性人工晶体植入物 11 的纵向切面图。该人工晶

体植入物 11 包括两个视件 12 和 13 以及位于视件 12 和 13 之间的弹簧件 14。该晶体植入物 11 是本领域技术人员容易理解的简单视图,并且还可以由该晶体植入物 11 包围其他形状的视件、其他形式的弹簧件等。

[0036] 轴 A-A' 指示晶体植入物 11 的光轴。轴 B-B' 指示晶体植入物 11 的纵轴。弹簧件 14 连接至视件 12 和 13 两者,并被布置为使得视件 12 和 13 沿着光轴之间的距离可以在施加至视件 12 和 13 的力的影响下改变。光轴上的样本焦点被指示为 FP。

[0037] 在图 1a 中,弹簧件 14 处于其松弛态,即,没有外力作用于弹簧件 14 或视件 12 和 13 上。图 1a 示出了例如在制造之后且在植入之前的晶体植入物 11。弹簧件 14 具有使得在其松弛态下,视件 12 和 13 彼此隔开使得晶体植入物 11 在此距离内聚焦的距离。

[0038] 在此松弛态下,晶体植入物 11 在第一和第二视件 12 和 13 的外表面之间沿着光轴 A-A' 的宽度 w 可以优选地在弹簧件 14 处于其松弛态下时处于 2.5mm 至 5.5mm 之间,并且更优选地在弹簧件 14 处于其松弛态下时处于 3.8mm 至 4.0mm 之间。

[0039] 相比之下,在图 1b 中的弹簧件 14 处于伸拉的延伸态,即,有外力施加于弹簧件 14 或视件 12 和 13 并使得视件 12 和 13 之间的距离增加,并且尤其是超过图 1a 弹簧件 14 没有负载的情况下的视件 12 和 13 之间的距离。此时,视件 12 和 13 之间间隔的距离导致晶体植入物 11 聚焦在近处,例如在焦点 FP 上。弹簧件 14 在此例中处于张紧态。

[0040] 在此伸拉态下,晶体植入物 11 在第一和第二视件 12 和 13 的外表面之间沿着光轴 A-A' 的宽度可以优选地在弹簧件 14 处于其伸拉态下时处于 2.7mm 至 5.7mm 之间,并且更优选地在弹簧件 14 处于其伸拉态下时处于 4.0mm 至 4.2mm 之间。

[0041] 图 2 示出了根据本发明实施例的示例性人工晶体植入物 11 现植入晶状体囊中的纵向切面图。出于例示的目的,假设没有除弹簧件 14 的弹簧力和晶状体囊 2 固有的张紧力之外的其他力交互(当然还有重力)。

[0042] 在图 2b 中,晶状体囊 2 处于其松弛态并具有最低能量的形状。假设没有外力被施加在这一植入物 / 囊的组合上。显见的是晶体植入物 11 和晶状体囊 2 的组合的松弛态不等同于晶体植入物 11 本身的松弛态。相反地,晶体植入物 11 处于其伸拉态并且调节至近距。晶体植入物 11 从其根据图 1a 的固有松弛态转换到其根据图 2b 的伸拉态的力由晶状体囊 2 所引起。晶状体囊 2 在没有任何外力施加的情况下具有最低能量的形状,即只要晶体植入物 11 的弹簧件 14 没有抵抗则晶状体囊 2 处于其似球形状。在晶状体囊 2 中构造的张力尤其是表面张力负责这一转换。

[0043] 然而,如果晶体植入物 11 的弹簧件 14 可被设计为具有极高的弹簧常量以使得弹簧件 14 只有在施加较大的力时才会伸拉,那么由晶状体囊 2 所引起的抵抗力将不足以超过弹簧力并且视件 12 和 13 之间的距离将不会显著变化。

[0044] 在一个优选实施例中,弹簧件 14 的弹簧常量具有小于 550mN/mm 的值。

[0045] 在一个优选实施例中,弹簧件 14 的弹簧常量具有小于 20mN/mm 的值。

[0046] 在另一优选实施例中,弹簧件 14 的弹簧常量具有大于 2.5mN/mm 的值。

[0047] 在另一优选实施例中,弹簧件 14 的弹簧常量具有大于 10mN/mm 的值。

[0048] 可以考虑弹簧常量的上述范围的任何组合作为优选实施例:弹簧常量可被设计为具有 2.5mN/mm 至 20mN/mm 的范围、10mN/mm 至 20mN/mm 的范围、2.5mN/mm 至 550mN/mm 的范围和 10mN/mm 至 550mN/mm 的范围之一。

[0049] 计及重力场强度,上述范围可被描述为如下之一:小于 55g/mm、大于 0.25g/mm、大于 1g/mm、在 0.25g/mm 至 55g/mm 之间的范围、在 1g/mm 至 55g/mm 之间的范围、在 0.25g/mm 至 2g/mm 之间的范围、或是在 1g/mm 至 2g/mm 之间的范围。

[0050] 出于该理由,弹簧件 14 的弹簧常量可以具有使得由晶状体囊 2 产生的力将弹簧件 14 从其松弛态转换至伸拉态的大小。换句话说,在晶体植入物 11 的光轴 A-A' 的方向上,由晶状体囊 2 生成的力需要超过弹簧件 14 的抵抗力。在一个特别优选的实施例中,由晶状体囊 2 在此方向上生成的力需要超过弹簧力一定的量,以允许两个视件 12 和 13 远离彼此的行进,直到晶体植入物 11 处于能够实现图 2b 例示的近距视力的条件。在优选的实施例中,由 g 或 mg 量级的质量所引起的力可以实现 mm 或亚 mm 范围的弹簧拉拽。

[0051] 在图 2a 中,晶状体囊 2 远离其优选的似球囊的形状,而是具有相当长度且平坦。另一方面,晶状体囊 2 内的晶体植入物 11 现在则接近于其松弛态,该松弛态被定义为其中弹簧件 14 处于松弛态的状态。当弹簧件 14 本身从其如图 2b 所示的伸拉态返回到其如图 2a 所示的松弛态时,其必须克服晶状体囊 2 施加的张力。这一张力可由施加至晶状体囊 2 上缘的力(如箭头 E 指示)克服。该力可以通过睫状肌 6 的松弛进而使得小带纤维 7 拉紧而引起。

[0052] 植入眼内的晶体植入物 11 在图 4 的纵向切面图中示出。晶状体囊 2 包绕晶体植入物 11。轴向附接至晶状体囊 2 的小带纤维 7 处于其伸拉态。相当平坦的囊 / 植入物组合被形成(至少比图 5 的晶体植入物 11 的球形体平坦,其中图 4 的平坦的囊 / 植入物组合表示用于远距视力的状态 / 形状)。根据图 4,睫状肌 6 的松弛进而引起小带纤维 7 的拉紧,小带纤维 7 的拉紧则伸拉晶状体囊 2。

[0053] 图 5 进而示出了图 4 眼的纵向切面图,但其处于被调节用于近距视力的状态。在图 4 和图 5 的状态之间,施动者(即,睫状肌 6)收缩以调节用于近距视力。当环状肌肉收缩时,小带纤维 7 松弛并且不再拉拽晶状体囊 2 的边缘。由此,晶状体囊 2 具有似球形状的最低能量形状至晶体植入物 11 的弹簧件 14 所允许的程度。

[0054] 一般地,对于本发明的人工晶体植入物而言,有益的是弹簧件松弛态下晶体植入物沿光轴的纵向尺寸小于伸拉态下晶体植入物沿光轴的纵向尺寸。这使得晶体植入物在其激励态下时适于近距而非远距视力。在近距视力中,作为光轴上的焦点到晶体植入物之间的距离的焦距小于远距视力下的焦距。

[0055] 更具体地,晶体植入物缺少在睫状肌收缩时与睫状肌接合的元件。也就是说,晶体植入物的形状并不是由睫状肌的收缩直接或间接可控的。换句话说,晶体植入物的形状将不受收缩的睫状肌的影响。优选地,晶体植入物的形状仅由经两个视件导致的力的影响。这可以包括对设计用于缩短视件和睫状肌或小带纤维之间的距离以在睫状肌或小带纤维之间接合的突起的省略。有利地,晶体植入物缺乏超过晶状体囊在其松弛态下的高度的元件,其中所述高度沿图 1a 的轴 B-B' 定义。有利地,晶体植入物缺乏在视件纵轴方向上投影在视件高度之上的元件。换句话说,视件的上缘可以在晶体纵轴的方向终止该晶体。

[0056] 视件和弹簧件可以有利地被作为单件整体形成,或者作为替换,可以至少由独立的视件和弹簧件形成。视件可以包括具有附加屈光能力的透镜,以及带有负屈光能力的透镜。

[0057] 可以提供制造根据在前实施例之一的晶体植入物的套件,该套件包括具有不同焦

距和 / 或不同形状的多个视件以及用于保持视件的至少一个弹簧件。凭借该套件,单独的晶体植入物可以在眼科诊所组装,并且随后可以在该眼科诊所用所述晶体植入物来代替患者的晶状体。凭借该套件,可以选择匹配患者需要的折射率、尺寸和形状的晶体。

[0058] 该晶体植入物优选地与其应替换的患者眼内的天然晶状体相适配。由此,该晶体植入物优选地包括在植入状态下与晶状体囊相接触的外表面,其中该外表面具有适应该特定天然晶状体物质的尺寸和形状。为了实现上述要求,对天然晶状体进行测量,例如该测量可以通过能够获得晶状体的计算机化模型的计算机化成像来实现。晶体植入物可以根据该模型形成,并由此可以在独立视件和弹簧件允许的情况下根据天然晶状体的尺寸和形状形成。

[0059] 在前述实施例中,晶状体囊 2 在晶体植入物 11 插入之后闭合。然而,例如圆形切口的精确切口可以在晶状体囊 2 前部由激光技术生成,其中切口与光轴 A-A' 对齐使得切口甚至可以在晶体植入物 11 插入之后不闭合并保持敞开。

[0060] 虽然示出并描绘了本发明的优选实施例,但是应该明了本发明不限于此,而是可以包括所附权利要求范围内的各种具体应用和实践。

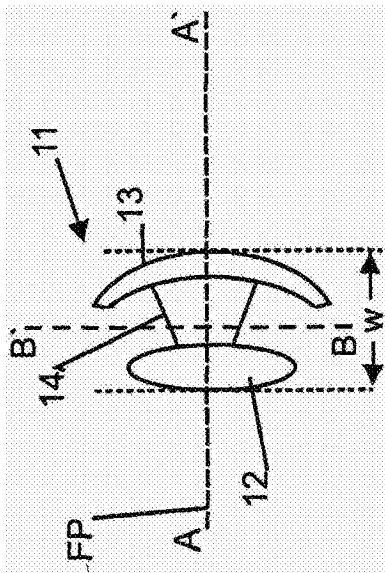


图 1a

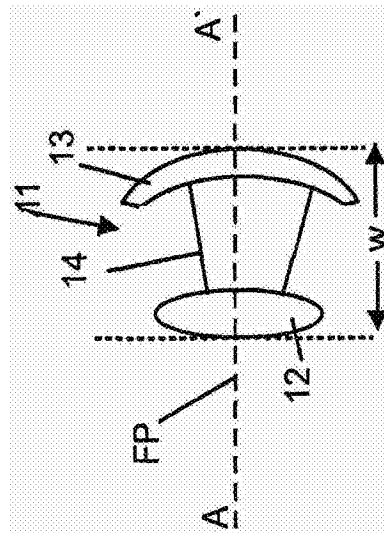


图 1b

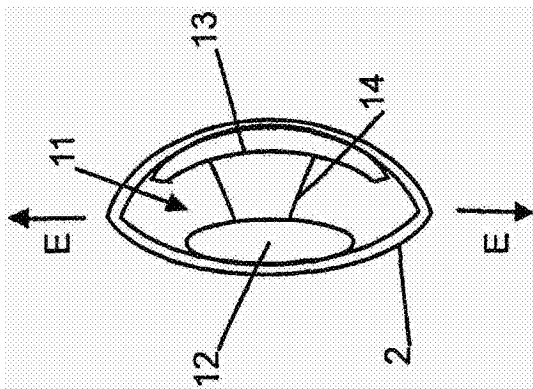


图 2a

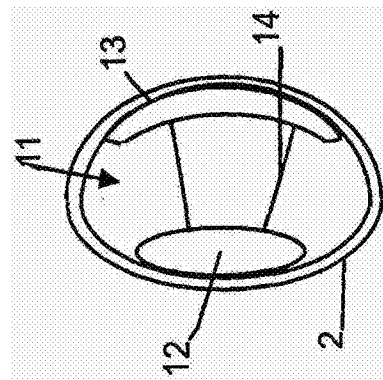


图 2b

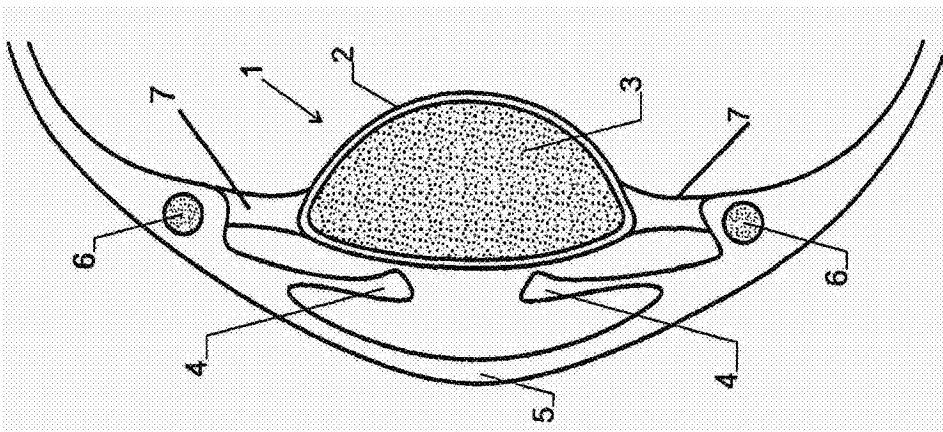


图 3

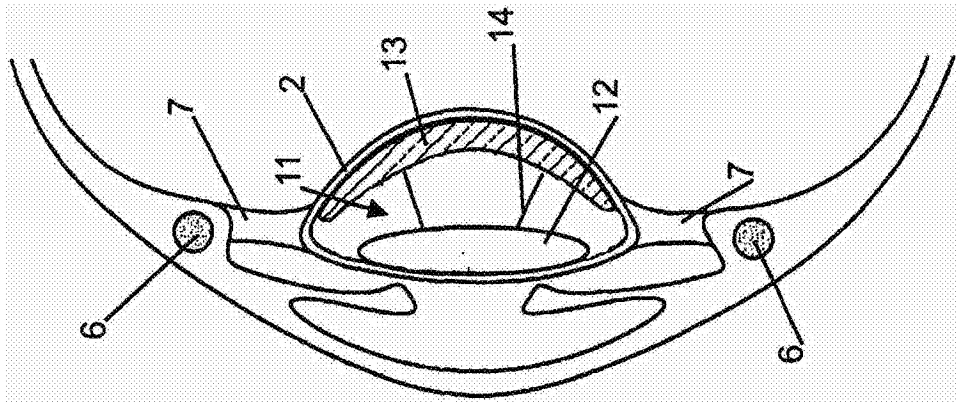


图 4

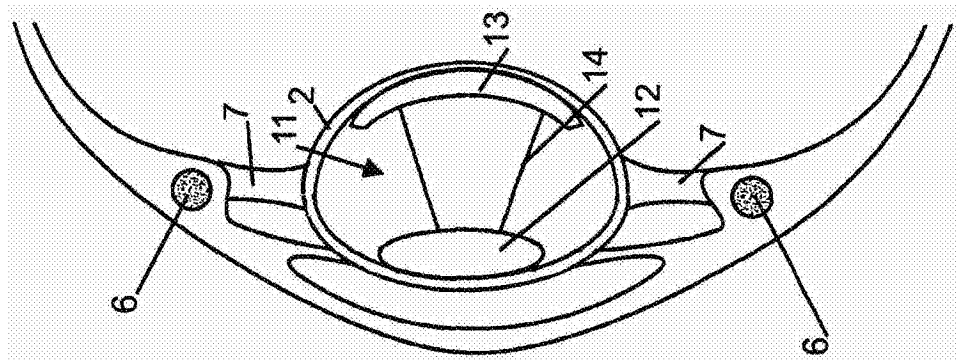


图 5