

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61F 2/16 (2006.01)

A61F 9/007 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03120622.0

[45] 授权公告日 2008 年 1 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 100360096C

[22] 申请日 2003.3.17 [21] 申请号 03120622.0

[30] 优先权

[32] 2002.3.15 [33] EP [31] 02076022.9

[73] 专利权人 奥菲泰克公司

地址 荷兰格罗宁根

[72] 发明人 扬·赫尔本·弗兰斯·沃斯特

哈里·弗朗西斯库斯·西蒙

马丁努斯·奥伯诺

[56] 参考文献

FR2749161A1 1997.12.5

US4560383A 1985.12.24

WO0078252A1 2000.12.28

US4704123A 1987.11.3

US4424597A 1984.1.10

审查员 张莉平

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 蔡洪贵

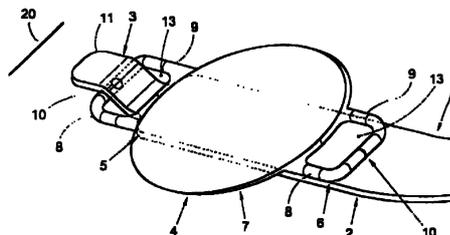
权利要求书 3 页 说明书 18 页 附图 11 页

[54] 发明名称

人工晶状体

[57] 摘要

一种人工晶状体包括由透明可变形材料制成的光学部分(7; 607; 907; 1107); 从光学部分(7; 607; 907; 1107)径向伸出的至少一个触觉(5, 6; 205, 206; 405, 406, 706; 806; 905; 1005; 1105; 1205), 用于将光学部分(7; 607; 907; 1107)支撑在平行并紧靠前虹膜表面平面(936; 1136)的位置; 以及由所述触觉限定的至少一个孔(13; 213; 713; 913; 1013; 1113)。触觉的至少一个刚硬部分具有比光学部分更高的刚度, 以防止绕着沿所述径向方向的轴线弯曲。而且, 刚硬部分具有平行于所述平面并且垂直于所述径向方向测量的宽度(a), 宽度(a)小于光学部分沿着所述宽度方向的尺寸(b)。本发明还涉及用于准备和进行插入这种人工晶状体的器械和方法。



1、一种人工晶状体，包括由透明可变形材料制成的光学部分（7；607；907；1107）；从光学部分（7；607；907；1107）径向伸出的至少一个触觉（5，6；205，206；405，406，706；806；905；1005；1105；1205），用于将光学部分（7；607；907；1107）支撑在平行并紧靠前虹膜表面平面（936；1136）的位置；以及由所述触觉（5，6；205，206；405，406，706；806；905；1005；1105；1205）限定的至少一个孔（13；213；713；913；1013；1113），其特征在于：所述触觉（5，6；205，206；405，406，706；806；905；1005；1105；1205）尺寸形成为、和/或是由具有比光学部分的材料更高比刚度的材料制成，使得所述触觉具有比光学部分（7；607；907；1107）更高的刚度以防止绕着沿所述径向方向的轴线弯曲；所述触觉具有平行于所述平面并且垂直于所述径向方向测量的宽度（a），所述宽度（a）小于光学部分（7；607；907；1107）沿着所述宽度的方向的尺寸（b）。

2、如权利要求1所述的人工晶状体，其特征在于，平行于所述平面并且垂直于所述径向方向测量的孔（13；213；713；913；1013；1113）的尺寸大于沿着所述径向方向测量的孔（13；213；713；913；1013；1113）的尺寸。

3、如权利要求1或2所述的人工晶状体，其特征在于，所述至少一个触觉（5，6；205，206；405，406，706；806；905；1005；1105；1205）包括一对柔韧的钳形臂（8，9；798；1109），在所述臂之间限定夹紧区域，用于夹紧和固定虹膜组织的前表面部分而不会刺入到虹膜的后表面，所述孔（13；213；713；913；1013；1113）位于所述臂（8，9；798；

1109) 之间。

4、如权利要求 1 所述的人工晶状体，其特征在于，所述触觉（5，6；205，206；405，406，706；806；905；1005；1105；1205）的至少所述刚硬部分横切于所述径向方向的宽度小于 4mm。

5、如权利要求 1 所述的人工晶状体，其特征在于，还包括在处于移植状态时向后地朝向虹膜的后侧，所述触觉（5，6；205，206；405，406，706；806；905；1005；1105；1205）从所述光学部分（7；607；907；1107）向后地伸出，所述孔（13；213；713；913；1013；1113）最远离所述光学部分（7；607；907；1107）的一部分处于从所述孔（13；213；713；913；1013；1113）最接近所述光学部分（7；607；907；1107）的一部分向后的位置。

6、如权利要求 1 所述的人工晶状体，其特征在于，所述触觉（706；806）包括直径小于 1mm 的孔眼（733；833）。

7、如权利要求 1 所述的人工晶状体，其特征在于，所述触觉（5，6；205，206；405，406，706；806；905；1005；1105；1205）粘结到所述光学部分（7；607；907；1107）上。

8、如权利要求 7 所述的人工晶状体，其特征在于，所述至少一个触觉（1105；1205）具有由所述光学部分（1107）或与光学部分（1107）一体地形成的凸缘（1243）的定位部分（1146；1246）外围地围住的近端。

9、如权利要求 1 所述的人工晶状体，其特征在于，所述光学部分（907；1107）具有凹形后表面（937），使得凹形后表面（937）限定位于所述光学部分（907；1107）和所述前虹膜表面平面之间的圆顶形空间，其中，所述至少一个触觉具有位于所述凹形后表面（937）侧部并与所述凹形后

表面（937）相交的至少一个横向侧门（1038），所述至少一个横向侧门与所述光学部分（907；1107）和所述前虹膜表面平面之间的所述圆顶形空间连通。

人工晶状体

技术领域

本发明涉及一种人工晶状体，包括由透明可变形材料制成的光学部分，从光学部分径向伸出的至少一个触觉，用于将光学部分支撑在平行并紧靠前虹膜表面平面的位置；以及由触觉限定的至少一个孔。

背景技术

这样的晶状体公开在美国专利 4, 573, 998 中。在用外科手术从白内障病人眼睛切除不透明晶状体之后移植一个人工晶状体是最常见的眼睛外科手术之一，人工晶状体是一个厚度大约为 5mm、直径大约为 9mm 的结构。人工晶状体常常被移植在眼睛前房（在虹膜前面）中或在眼睛后房（在虹膜后面）中位于囊袋或回间沟中。

人工晶状体的处方的另一适应症是自然晶状体的光学矫正。为此，人工晶状体被移植在眼睛前房中，处于在其自然位置的自然晶状体前面。这种人工晶状体公开在美国专利 5, 192, 319 中。该人工晶状体具有硬的光学部分以及沿着光学部分的周围设置的呈一对对臂的形式的触觉，触觉是柔软的但又足够刚硬以便在其自由端之间夹紧虹膜材料，从而相对于虹膜使人工晶状体保持固定。

移植人工晶状体涉及角膜或者角膜巩膜切割。人工晶状体通过切口被插入眼睛中。很早就已经认识到，如果将被移植的人工晶状体能够通过一个小的切口是有利的，尤其是如果自然晶状体没有被切除或者自然晶

状体已经被乳化而被切除，使得切口尺寸不必满足通过该切口切除自然晶状体的需要而产生的要求。硬的人工晶状体的一个缺点是插入人工晶状体需要在眼组织上具有相当大的切口。

为了减小人工晶状体通过其插入眼睛的切口的所需尺寸，前述美国专利 4, 573, 998 公开了提供一种带有可变形光学部分的人工晶状体。在该专利中还公开了多种插入器械、人工晶状体和方法。

公开在该专利中的使人工晶状体变形的的方法涉及通过夹住人工晶状体的末端部分并使人工晶状体通过形成在眼组织上的相对小的切口而使人工晶状体变形。公开在该专利中的一种人工晶状体具有呈可压缩整体支撑型的附件形式的触觉，触觉是单平面的并带有人工晶状体的光学区部分。一个内部支撑元件沿着附件边缘紧密地延伸。

一般描述为单一微型钩装置的特别设计的插入器械包括一个非常细的相对硬的轴，该轴具有在前部的啮合弯曲部，该器械啮合人工晶状体的末端边缘或孔并通过切口插入人工晶状体。在外科手术过程中，与人工晶状体啮合的微型钩装置最初通过切口插入，通过切口周围的角膜组织施加的压力导致人工晶状体被压缩使人工晶状体变形。人工晶状体随后被完全地插入眼睛中。

公开在该专利中的将人工晶状体移植在眼睛中的另一方法包括使用双微型钩型装置沿着与插入方向平行的方向来伸展人工晶状体，从而使人工晶状体在切口平面上充分变形，从而通过相对小的切口插入人工晶状体。

这种移植方法的缺点是，使人工晶状体与器械啮合比较麻烦，而且控制人工晶状体相对于器械的位置比较困难。此外，当器械从眼睛撤回时钩容易使已经定位的人工晶状体脱位。

描述在该专利中的另一选择是通过具有圆形横截面的通道插入可变形人工晶状体。人工晶状体被从位于切口后面的通道释放。在插入在管中之前以及在从管中释放之后释放人工晶状体和使人工晶状体定位难于控制。

美国专利 5, 047, 051 提出将人工晶状体的可变形光学部分安装到环绕可变形光学部分的半刚性触觉固定板上，固定板相对短的环状触觉被安装到其上。但是，半刚性固定板减小了人工晶状体的可压缩性，而且半刚性板在眼睛前房内的伸展导致了前房周围的眼组织并且尤其是角膜的损伤。

美国专利 5, 147, 395 提出带有固定装置的人工晶状体，它包括与可变形光学部分成一体的可变形元件以及至少一个位于可变形元件和光学部分中的弹性刚性元件。这使得刚性元件在光学部分中延伸并相应地减小人工晶状体的有效光学区域。

美国专利 5, 562, 676 提出推、拉或携带一个人工晶状体通过延伸到眼睛中的内腔，用于将人工晶状体插入眼睛。为了推或携带人工晶状体通过内腔，使用一个夹子，夹子在近端进入内腔。这使得需要在内腔中沿着人工晶状体延伸的夹子占据人工晶状体位于其中的内腔部分的内腔横截面的相对大的部分。而且，沿着窄内腔延伸的夹子的可靠啮合难于确保。人工晶状体具有相对细长的触觉，在通过内腔的过程中很容易被损坏。

国际专利申请 No.WO95/21594 描述了采用装载漏斗部将具有可变形光学部分的人工晶状体吸入内径为 4mm 的管中。在管的末端插入眼睛之后，通过向在人工晶状体后面的流体施加压力使人工晶状体从管中射出。人工晶状体从管中露出是难于控制的，尤其是人工晶状体通过其重新恢

复它的初始形状和从管中露出之后的人工晶状体的方位的速度。

欧洲专利申请 0, 766, 952 提出一种人工晶状体, 其触觉和光学部分是由形状可恢复材料制成的, 触觉的材料比人工晶状体的材料更快地恢复形状。形状恢复是通过水合作用或温度来实现的。这需要在插入之前严格控制人工晶状体的湿度或温度。而且, 人工晶状体的准备需要在变形状态下进行水合作用或加热、变形、和干燥或冷却, 这是相对麻烦的。

美国专利 5, 843, 187 提出通过沿着插入方向拉伸人工晶状体来在通过切口的过程中减小人工晶状体的横向尺寸。为此, 触觉上的孔被微型钩啮合住。这种处理方法的缺点是, 使人工晶状体与微型钩啮合是较麻烦, 而且需要在眼睛上进行进一步的切割以插入将人工晶状体拉入眼睛中的第二个微型钩器械。此外, 协调控制通过不同切口插入眼睛中的两个器械是相对很困难的。

发明内容

本发明的一个目的是有助于对人工晶状体的控制, 为了将人工晶状体插入眼睛中, 人工晶状体通过一个诸如在准备插入眼睛的过程中晶状体被插入其中的切口或通道的通路。

根据本发明的一个方面, 本发明的目的是通过提供一种人工晶状体来实现的, 所述人工晶状体包括由透明可变形材料制成的光学部分; 从光学部分径向伸出的至少一个触觉, 用于将光学部分支撑在平行并紧靠前虹膜表面平面的位置; 以及由所述触觉限定的至少一个孔, 其中: 所述触觉的至少一个刚硬部分具有比光学部分更高的刚度, 以防止所述触觉绕着沿所述径向方向的轴线弯曲; 至少所述刚硬部分具有平行于所述平面并且垂直于所述径向方向测量的宽度 (a), 所述宽度 (a) 小于光学部

分沿着所述宽度的方向的尺寸 (b)。

对人工晶状体的方位改进的控制有助于对人工晶状体的处理,并且在紧接着在通道中从变形状态释放之后,当人工晶状体从通道释放时减小人工晶状体接触眼睛中的敏感组织的风险。

本发明的具体说明和实施例在从属权利要求中提出。

从以下结合附图的详细说明中,本发明进一步的特征、效果和细节将变得更加明显。

附图说明

图 1 是根据本发明的用于移植晶状体的器械的第一实施例的末端部分的立体图;

图 2 是图 1 的器械的末端部分以及被该器械夹持的根据本发明的晶状体的第一实施例的放大立体图;

图 3 是根据本发明的用于移植晶状体的器械的第二实施例的末端部分的立体图;

图 4 是根据本发明的用于移植晶状体的器械的第三实施例的末端部分以及被该器械夹持的如图 2 所示的晶状体的俯视平面图;

图 5 是如图 4 所示的器械末端部分和晶状体的侧视图;

图 6 是根据本发明的用于移植晶状体的器械的第四实施例的末端部分的立体图;

图 7 是根据本发明的用于移植晶状体的器械的第五实施例的末端部分以及根据本发明的晶状体的第二实施例的俯视平面剖视图;

图 8 是图 7 所示结构的侧视图;

图 9 是沿着图 8 中的线 IX-IX 的剖视图,晶状体位于器械的管部分中;

图 10 是根据本发明的器械的第六实施例的末端部分以及如图 2 所示的晶状体在插入器械的漏斗部之前的侧剖视图；

图 11 是沿着图 10 中的线 XI-XI 的剖开俯视平面图；

图 12 是根据图 10 的侧视图，但晶状体插入在漏斗部中；

图 13 是沿着图 12 中的线 XIII-XIII 的剖开俯视平面图；

图 14 是根据本发明的器械的第七实施例以及如图 3 所示的晶状体沿着图 15 中的线 XIV-XIV 的剖视图；

图 15 是如图 14 所示结构的底视图，但不包括图 14 所示的帽；

图 16 是沿着图 17 中的线 XVI-XVI 的剖视图；

图 17 是如图 15 所示结构的剖开底视图，晶状体由器械的一个帽所啮合；

图 18 是如图 2 所示的晶状体的俯视平面图；

图 19 是根据本发明的晶状体的第三实施例的俯视平面图；

图 20 是如图 7 所示的晶状体包括触觉的一部分的俯视平面图；

图 21 是根据本发明的晶状体的第四和五实施例的局部俯视平面图；

图 22 是沿着图 21 中的线 XXII-XXII 的剖视图；

图 23 是根据本发明的晶状体的第六和七实施例的局部俯视平面图；

以及

图 24 是沿着图 23 中的线 XXIV-XXIV 的剖视图。

具体实施方式

首先参照图 1 和 2 对本发明进行描述，其中显示了根据本发明的晶状体和用于移植这种晶状体的器械的第一实施例。显示在图 2 中的晶状体也被显示在图 18 中。

如图 1 和 2 所示的插入器械 1 用于将人工晶状体 4 通过角膜上的切口 20 (示意地显示在图 2 中) 插入眼睛中。插入器械 1 具有从抓握部 14 伸出的细长插入部件 2、以及在部件 2 末端的从部件 2 横向伸出的钩部 3。将使用器械 1 移植的人工晶状体 4 具有从人工晶状体 4 的光学部分 7 的相对侧边伸出的触觉 5, 6。光学部分 7 是可变形的。触觉 5, 6 分别由一对臂 8, 9 形成, 以便在位于夹紧区域的臂 8, 9 的相互面对的表面之间夹住虹膜组织, 触觉 5, 6 被布置成当人工晶状体 4 处于移植状态时将光学部分 7 支撑在平行于且紧靠前虹膜表面平面的位置。在图 2 中, 一个触觉 5 位于光学部分 7 朝向器械 1 的插入部件 2 末端的一侧, 另一触觉 6 位于光学部分 7 朝向器械 1 的插入部件 2 近端的一侧。触觉 5, 6 从光学部分 7 径向地伸出, 以便当人工晶状体 4 处于移植状态时, 保持人工晶状体 4 使其光学部分 7 处于大体上与前虹膜表面平面平行的位置。孔 13 由触觉 5, 6 限界并且光学部分 7 是由透明可变形材料制成。

钩部 3 啮合住朝向插入部件 2 末端的触觉 5。插入部件 2 的末端部分包括宽部 11, 12, 它们具有的宽度适合于在侧向间隔开的位置啮合人工晶状体 40。

在准备将人工晶状体 4 插入眼睛中时, 人工晶状体 4 处于使光学部分 7 紧靠插入部件 2 的位置, 处于远离光学部分 7 的触觉 5 的末端部分被钩部 3 啮合住。插入部件 2 随后支撑由钩部 3 啮合的人工晶状体。

更具体地, 人工晶状体 4 在至少侧向间隔开的位置由末端部分的宽部 11, 12 啮合住。这阻止了人工晶状体 4 在插入部件 2 周围的倾斜, 从而改进了在插入之前和之后对人工晶状体 4 方位的控制。这又有助于人工晶状体的插入并且有利于避免人工晶状体与眼睛中的敏感组织接触。对人工晶状体 4 在侧向间隔开位置的支撑导致人工晶状体在至少三个位置

被支撑，使得人工晶状体相对于插入部件的位置大体上充分地被控制。

宽部的宽度优选地为至少一毫米。

根据该实施例，宽部 11，12 包括紧邻钩部 3 的支撑平滑段 (support plateau) 12，该支撑平滑段 12 支撑住由钩部 3 啮合的人工晶状体 4。提供可以具有闭合或敞开结构的支撑平滑段的特别优点是，人工晶状体 4 可以很容易地沿着插入部件 2 保持在位。如果人工晶状体 4 位于插入部件上部，这个效果可以通过重力来获得。此外或者替代地，粘弹性流体诸如 HPMC (羟丙基甲基纤维素) 或钠透明质体 (Sodiumhyaluron) - 例如通常被注入眼睛中以维持前房体积的那种类型的-可被施加 (优选地是充足地) 到人工晶状体 4 和/或插入部件 2。这种物质导致人工晶状体 4 粘附到插入部件 2 上，并且如果这种物质位于由插入部件 2 的宽部 12 形成的相对大的表面与人工晶状体 4 之间，该粘附效果尤其有效。该物质也形成人工晶状体 4 与插入部件 2 之间的润滑剂，以减小人工晶状体 4 在插入部件 2 上滑动时人工晶状体 4 和插入部件 2 之间的摩擦，并减小人工晶状体 4 被损坏尤其是人工晶状体 4 的光学部分 7 被损坏的危险。

插入部件 2 的宽部 12 因此限定了一个平面，人工晶状体 4 紧靠该平面紧邻钩部 3 地被保持，使得在插入人工晶状体 4 之前插入器械将由钩部 3 啮合住的人工晶状体 4 可靠地支撑在大体上与宽部 12 平行的良好受控方位。在该实施例中，宽部 12 的宽度大约是 2 到 4 毫米。

在将人工晶状体 4 插入眼睛的过程中，由于钩部 3 拉动人工晶状体 4 通过一个相对小的切口，人工晶状体 4 的光学部分 7 被变形成沿着插入方向是细长的形状。在光学部分 7 已经通过切口 20 之后，它在眼睛前房中再次展开并恢复其初始形状。这使得光学部分 7 通过切口 20，切口 20 太小而不能使光学部分 7 以未变形状态通过。

在人工晶状体 4 已经进入眼睛之后，宽部 12 保护虹膜和自然晶状体（如果适用的话）免受人工晶状体 4 尤其是触觉 5, 6 的伤害，使得导致眼睛的这些内部组织受到伤害的风险特别地低。

钩部 3 包括从插入部件 2 横向伸出的第一部分 15 和从第一部分向末端伸出的第二部分 16。钩部 3 的第二部分 16 包括宽部 11, 12 中的另一个宽部 11。触觉 5, 6 或者至少它们的刚硬部分具有比光学部分 7 更高的刚度，以防止绕着从一个触觉 5 到另一个触觉 6 的纵向轴线弯曲，至少是在插入人工晶状体之前。为此，根据该实施例的人工晶状体的光学部分是由比触觉 5, 6 的材料具有更高的比变形度和更低的比刚度的材料制成。光学部分的材料的示例是硅酮材料和亲水或疏水丙烯酸酯。如果用于光学部分的这种可变形材料使得弹性延伸率为至少 50% 和更优选地为至少 75% 通常是有利的。但是，当触觉和光学部分是由具有相同比刚度的同样材料制成时，通过适当地选择光学部分和触觉的尺寸也可以获得绕着从一个触觉到另一触觉的纵向方向轴线的光学部分的相对低的刚度。例如，光学部分可以在光学部分的光轴方向比触觉的尺寸薄。

最好如图 18 所示，相对刚硬的部分具有宽度 a ，该宽度是平行于由触觉 5, 6 限定的支撑平面并垂直于纵向方向测定的，它小于沿着相同方向测定的光学部分 7 的宽度 b 。触觉的刚硬部分具有的垂直于触觉伸出的径向方向的宽度 a 小于 4mm，优选地小于光学部分的宽度 b （沿着相同方向测量）的 80%，更优选地小于光学部分的宽度 b 的 60%。

当人工晶状体 4 被钩部 3 啮合住时，钩部 3 宽的第二部分 16 将触觉 5 啮合在与插入部件 2 沿着纵向侧向间隔开的位置，从而防止触觉 5 绕着插入部件 2 的纵向轴线倾斜。由于触觉 5 是相对刚硬，由钩部 3 施加到触觉 5 上的力被有效地传递到可变形光学部分 7，并限定一个与触觉 5 纵

向一致的区域 17，在该区域光学部分 7 的弯曲被抵消。因此，如果光学部分 7 在插入眼睛之前或在插入过程中被变形，弯曲变形被主要限制到位于中心区域 17 侧边的侧向区域 18, 19。因此，当人工晶状体重新恢复其初始形状时，中心区域 17 的方位-并且由于触觉 5, 6 和光学部分在其中最少弯曲的区域 17 沿着整个人工晶状体 4 的插入部件 2 被保持-是非常可预测的。根据该实施例的钩部 3 的第二部分 16 的宽度为 1.5 到 2.5 毫米。

钩部 3 的第二部分 16 是由扁平唇状部形成的。因此，插入部件 2 的端部是相对钝头的，这减小了对眼组织造成伤害的危险。而且，该特征有助于钩部 3 插入由将被钩部 3 啮合的触觉 5 限定的开口 13，而且钩部 3 容易制造，例如通过使板材弯曲或者通过注入模制。

钩部 3 的第一部分 15 从插入部件 2 的邻近部分沿着向末端的方向延伸。这使得在人工晶状体 4 已经插入眼睛之后通过简单地沿着纵向方向向后撤回插入部件 2 例如通过切口 20 就可以使钩部 3 很容易地从开口 13 中取出。在插入部件纵向方向或至少其邻近钩部 3 的部分与从插入部件伸出的钩部 3 的第一部分之间的角度可以例如为至少 20° 或最大 70° 。

根据该实施例，插入部件 2 是由板材制成的扁平片。这使得插入部件 2 能够以简单方式制造，并提供足够的刚性和柔韧性，以便控制和操纵人工晶状体 4，同时在将人工晶状体 4 插入眼睛的过程中只占据切口 20 的横截面的非常小的部分。

最好如图 1 所示，插入部件 2 紧邻钩部 3 的肩部 21 具有比钩部 3 大的宽度。这可以防止由穿过触觉 5 限定的开口 13 的插入部件 2 的钩部 3 啮合的人工晶状体 4 沿着插入部件 2 在抓握部方向滑动。肩部 21 形成插入部件 2 的一部分的端部，它的宽度大于开口 13 的宽度，因此可以被防

止通过开口 13。

在图 3 中,显示的插入器械的插入部件 102 具有邻接钩部 103 的窄部 122,窄部 122 比宽部 112 窄。窄部 122 位于人工晶状体插入眼睛中时人工晶状体的光学部分弯曲的位置,窄部 122 对光学部分的弯曲干扰很小、并且比如果窄部与宽部 112 一样宽时占据较少的空间,从而为由插入部件啮合的人工晶状体的光学部分的叠起部分获得空间。这进一步有助于人工晶状体的光学部分通过切口。

如图 4 和 5 所示,插入器械可以进一步包括位于插入部件 202 一侧的啮合部件 223,啮合部件 223 与钩部 203 位于插入部件 202 的同一侧。啮合部件 223 适合于啮合由钩部 203 啮合的人工晶状体 204 的触觉 206、并且远离钩部 203 地伸出。因此,啮合部件 223 能够保持背离钩部 203 (或背离由其啮合的触觉 205) 的触觉 206 接近或者紧靠插入部件 202,从而获得对人工晶状体 204 更加积极的控制。根据该实施例的插入部件 202 是由柔韧金属片形成的,能够很容易地背离插入部件 223 被弯曲。通过沿着插入部件 202 的纵向方向移动人工晶状体 204,啮合部件可以很容易地被滑到朝向啮合部件 202 的触觉 206 上的开口 213 中。人工晶状体 204 与钩部 203 之间的啮合可以预先已经形成,但也可以同时或者在此之后形成。当插入部件 202 被允许向后弯曲时,触觉 206 的臂被保持在插入部件 202 与啮合部件 203 之间。

为了在人工晶状体 204 插入眼睛之后有助于人工晶状体 204 与啮合部件 203 脱离,啮合部件 223 可以从插入部件 202 上抬起以释放被其啮合的触觉 206。为此,啮合部件 223 可以是例如在纵向方向 224 上沿着插入部件的一部分可移动,插入部件的该部分相对于在触觉 206 被啮合部件 223 保持的区域中的啮合部件 223 的一部分成一角度延伸。

图 6 显示了根据本发明的用于移植晶状体的插入器械的另一实施例的插入部件 302。根据该实施例，紧邻钩部 303 并且与钩部 303 处于插入部件 302 的同一侧，插入部件 302 具有一个带有伸出的中心区域的部分。当光学部分被迫通过一个窄通道，例如眼睛中的切口时，伸出的中心区域沿着预定方向支撑人工晶状体的光学部分的弯曲，使得光学部分的侧向部分朝向插入部件 302。通过使中心部分凹进能够获得类似效果，但是沿着相反方向。人工晶状体的光学部分的侧向部分随后被促使远离插入部件弯曲。

图 7-9 显示了本发明的另一实施例，其中，插入器械还包括一个长度比插入部件 402 的长度小的给进管 427。给进管 427 具有用于接收插入部件 402 的一部分和其触觉 405 被钩部 403 啮合的人工晶状体 404 的内通道 428、和用于在进入给进管 427 的过程中压缩人工晶状体 404 的漏斗部 429。漏斗部 429 可拆卸地安装到给进管 427 的末端。

使用时，人工晶状体 404 首先与从给进管 427 和漏斗部 429 伸出的插入部件 402 的钩部 403 啮合。随后，人工晶状体 404 被拉入给进管 427 中，为此，可以在给进管 427 的近端施加抽吸作用、或者如图 7 和 8 所示地使用拉杆 430，拉杆 430 在其末端具有钩部 431 并且其横截面小于给进管 427 的内部横截面。由于钩部 403 啮合到人工晶状体 404 上，插入部件 402 随着人工晶状体 404 被输送。给进管 427 的通道 428 的宽度小于人工晶状体 404 的光学部分的宽度，光学部分在进入通道 428 的过程中必须变形以适应通道 428 的宽度。通过漏斗部 429 有助于光学部分变形。在人工晶状体已被拉入通道 428 之后，将漏斗部 429 从给进管 427 上取下，以减小器械将插入通过角膜上的切口的部分的横截面。随后，给进管 427 的末端通过角膜上的切口被插入眼睛中。接着，插入部件 402

被向外推，以使人工晶状体被从给进管 427 推出并从给进管 427 的末端排出在眼睛中。尽管在人工晶状体通过角膜上的切口时使用给进管来维持人工晶状体的变形必然导致切口的有效横截面的一部分被给进管所占据，但它也产生了优点，即，可以施加相对大的力使人工晶状体变形、以及所施加的用于使人工晶状体变形的力不会作用在角膜上的切口周围的组织上。也可以保持给进管 427 靠近人工晶状体将通过其被插入的切口并位于其前面，并随后将人工晶状体 404 从给进管中驱出并通过切口。人工晶状体 404 通过插入器械 402 被强行离开给进管 427 末端之后，在人工晶状体被从给进管 427 释放之后它暂时保持与插入器械的啮合。因此，至少在人工晶状体开始恢复其初始形状时，人工晶状体 404 被啮合到插入部件 402 上，因而，当人工晶状体 404 从给进管释放时人工晶状体的位置保持受控制，在人工晶状体被释放之后人工晶状体 404 到达不希望到达的位置或者由人工晶状体 404 不受控制的接触眼睛内部组织的危险被大大地降低。

最好如图 9 所示，给进管 427 具有细长横截面。这使得人工晶状体 404 的尺寸能够在横切于给进管延伸和人工晶状体被插入的方向显著地减小，细长横截面能够相对容易地被插入通过线形切口。

图 10-13 显示了包括给进管 527 的插入器械的另一实施例的末端，人工晶状体 504 被插入在给进管 527 中。在图 10 和 11 中，人工晶状体 504 被显示处于在漏斗部 529 前面的位置，在该位置人工晶状体被插入部件 502 保持住。漏斗部 529 与给进管 527 一体地形成。在图 12 和 13 中，显示了通过推动其钩部 503 啮合人工晶状体 504 的插入部件 502、而沿着箭头 532 方向经漏斗部 529 进入给进管 527 的最窄部分被引入给进管 527 之后的人工晶状体 504。在图 12 和 13 所示的状态下，人工晶状体 504 准

备用于插入。这可以通过将给进管 527 远离漏斗部 529 的端部插入眼睛角膜上的切口中、并通过沿着箭头 532 方向移动插入部件 502 进一步通过给进管 527 而随后将人工晶状体 504 从给进管 527 远离漏斗部 529 的末端拉出来完成。在人工晶状体 504 从给进管 527 被驱出并通过切口时，也可以将给进管 527 保持靠近人工晶状体将通过其被插入的切口并位于其前面。在它通过切口之后，人工晶状体 504 随后展开。

图 14-17 显示了人工晶状体 604 和插入器械的一个实施例的末端部分，它还包括一个帽 627。帽 627 的宽度适合于带有一定间隙的接收插入部件 602 邻近钩部 603 的一部分。当帽 627 沿着垂直于插入部件 602 的纵向方向（如图 14 中的箭头所示）位于插入部件 602 之上时，由插入部件 602 啮合的人工晶状体 604 的光学部分的侧向部分在插入部件 602 的侧边缘周围弯曲。在帽 627 设置在人工晶状体 604 和插入部件 602 之上后，由帽 627 保持在变形状态的人工晶状体 604 被插入眼睛中。接着，帽 627 被从眼睛中拉回，从而释放人工晶状体 604。最后，插入部件也从眼睛被拉回，使人工晶状体在眼睛中固定到虹膜上。

接着，将描述和讨论图 18 所示的人工晶状体以及随后的图 19-24 所示的人工晶状体的细节。平行于平面并垂直于径向方向测量的图 18 所示的人工晶状体 4 的孔 13 的尺寸大于沿着径向方向测量的孔 13 的尺寸。这基本上限制了人工晶状体 4 围绕钩部 3 的第一部分 15 旋转的自由度，使得由钩部 3 啮合的人工晶状体 4 可靠地保持在大体上与插入部件 2 对齐的位置。

触觉 5, 6 上的孔 13 分别由触觉的柔韧钳形臂 8, 9 限界并位于钳形臂 8, 9 之间，钳形臂在它们之间限定了一个夹紧区域 10，用于夹住并固定虹膜组织前表面部分，而不会刺入到虹膜的后表面。这样，在用于夹

住虹膜组织的臂 8, 9 之间的孔 13 在人工晶状体 4 插入眼睛之前或插入过程中也用于将人工晶状体 4 啮合和保持到插入部件上, 而为此不需要单独的另外孔或者结构性元件。

在图 19 中显示了人工晶状体 704, 它的一个触觉 706 包括除臂 708, 709 之间的孔 713 之外的孔眼 733。孔眼 733 适合于被诸如钩部 431 的钩部啮合并且比孔 713 小。优选地, 孔眼 733 的直径小于 1mm。图 19 所示的人工晶状体的另一特征是, 臂 708, 709 中的一个比另一个粗。这给另外的孔眼 733 提供了空间。一个臂比另一个臂粗的另一优点是, 在将一片 (plea) 虹膜组织引入夹紧臂之间的夹紧狭缝的过程中, 基本上只有较细的臂弯曲, 使得另一臂能够被紧握, 从而精确地将人工晶状体 704 保持在位。但是, 用于由诸如钩部 431 的钩部啮合的孔眼 833 也可以如图 20 所示设置在对称的触觉 806 上。

在图 21 和 22 中显示了一种人工晶状体, 为了示意说明的目的, 它具有两个不同的触觉。实际中, 常常优选地是在人工晶状体的两侧具有相同的触觉。如图 22 所示, 触觉 905, 1005 从光学部分 907 向后地伸出。每个孔 913, 1013 最远离光学部分 907 的一部分 934, 1034 位于从最接近光学部分 907 的一部分 935, 1035 向后的位置。这有助于钩部 3 和啮合部件 223 插入孔中, 因为这可以使它们沿着基本上平行于光学部分 907 的平面的方向插入。触觉 905, 1005 从光学部分 907 向后伸出也有利于在移植状态时保持光学部分从前虹膜表面平面被抬起。这对于使水流通过瞳孔是有利的。

光学部分 907 具有凹形后表面 937, 使得凹形后表面 937 在光学部分 907 和平面 936 之间限定了一个圆顶形空间。一个触觉 1005 具有位于凹形后表面 937 侧部并与凹形后表面 937 相交的横向侧门 (gate) 1038,

横向侧门与圆顶形空间连通。这样，过度抑制水流的风险被减小。即使光学部分 907 的后周边与虹膜表面 936 接触，例如由于触觉 1005 附着到虹膜表面上的凹部区域的虹膜上，这种横向侧门 1038 也将一般保持打开。当这种横向侧门设置在就象用于可折叠晶状体的容易变形材料制成的光学部分上时，在紧邻横向侧门的区域的光学特性可能容易受到不利影响。通过根据该实施例的触觉 1005，这种效果的可能性降低，因为触觉 1005 的一部分 1039 沿着横向侧门 1038 延伸并且使在横向侧门 1038 的区域中的光学部分 907 稳定。

为了在由相对刚硬的材料制成的触觉 905, 1005 和由相对弹性的材料制成的光学部分 907 之间获得牢固的接合，同时保持由触觉 905, 1005 和光学部分之间的连接占据的区域较窄，以避免光学障碍并获得紧凑设计的人工晶状体，触觉 905, 1005 被粘结到光学部分上。在该实施例中，粘结是通过粘合剂来实现的，但直接粘结例如是在注入模制过程中绕着插入物而获得的。粘合剂至少部分地位于光学部分 907 上的凹槽 940, 1040 中。此外或者替代地，如果触觉和光学部分被相应地设计，也可以将粘合剂布置在触觉上的凹槽中。

为了有助于安装触觉 905, 1005 并增大触觉 905, 1005 与光学部分 907 之间的连接强度，设置凸缘 943, 1043。凸缘 943 与光学部分 907 成一体，光学部分的凹形后表面 937 延伸到凸缘外端。如图 22 所示，这种结构特征形成在光学部分 907 上沿着两个触觉之间的光学部分的周边部分的侧门 951。

凸缘 1043 从光学部分 907 伸出。凸缘 943, 1043 设置有与触觉上的凹部 945, 1045 相互配合的凸部 944, 1044。这在安装触觉 905, 1005 的过程中进一步加强了连接并进一步提供了咬接配合作用。也可以在触觉

上布置凸部而在光学部分的凸缘上布置凹部。

如图 23 和 24 所示, 显示了位于人工晶状体 1104 相对侧上的不同触觉 1105, 1205。在该人工晶状体中, 触觉 1105, 1205 也是通过粘合剂粘接到光学部分 1107 上。在这个人工晶状体 1104 中, 光学部分 1107 和触觉 1105, 1205 分别具有近端部分 1142, 1242, 它们被凸缘 1143, 1243 的定位部分 1146, 1246 在外围地围住。粘合剂至少部分地位于触觉 1105, 1205 和定位部分 1146, 1246 之间, 从而获得特别可靠的连接。凸缘 1143, 1243 与光学部分 1107 一体地形成, 光学部分的凹形后表面沿着凸缘的后表面部分延伸。如图 24 所示, 这种结构特征形成在光学部分 1107 上沿着两个触觉之间的光学部分的周边部分的侧门 1151, 1251。

触觉 1105 的一个特有特征是, 它包括位于光学部分 1107 上的侧向孔 1147, 除了由夹紧臂 1108, 1109 限定的孔 1113 之外。光学部分 1107 上的孔 1147 与由光学部分 1107 的凹形后表面限定的圆顶形空间连通。因而特别可靠地确保了在瞳孔区域的水流。为了给在瞳孔区域的水流提供通道, 侧向口 1148 将光学部分 1107 的侧向孔 1147 与由夹紧臂 1108, 1109 限定的孔 1113 相互连接。可以实现将人工晶状体 1104 特别稳定地固定到虹膜前表面上, 因为触觉 1105 还具有限定一个与光学部分 1107 的光学平面 1150 大体上平行的平面 1136 的支撑表面 1149。

根据本发明的人工晶状体、插入器械和部件优选地以组合方式提供作为眼睛治疗的成套用具, 它包括器械和人工晶状体, 器械的尺寸选择成可以在孔中与人工晶状体的刚硬部分啮合。因此可以自动确保用于移植人工晶状体的器械可以装配到人工晶状体上。

为了有助于移植, 人工晶状体优选地提供成由器械或至少其插入部件保持在预安装的位置, 并与在共用包装中的器械或者至少插入部件一起

被消毒。因此，不需要对器械或者至少插入部件进行单独的消毒，并减小了将人工晶状体安装到插入部件的过程中人工晶状体和插入部件被污染的风险。为了减少废物，使用的插入部件可以回收被洗净、并与将被移植的其它人工晶状体一起被重新包装和消毒。

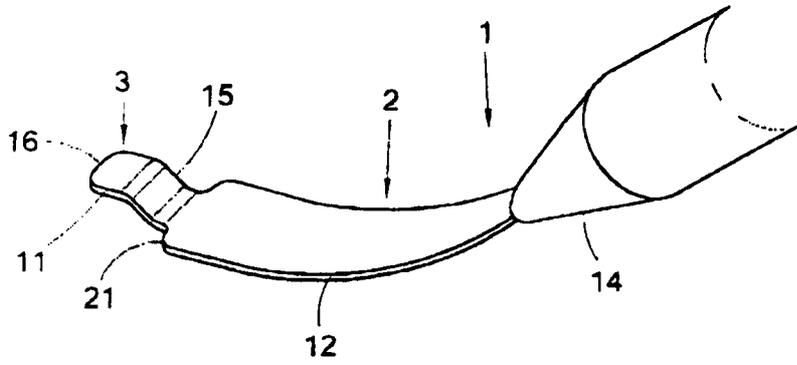


图1

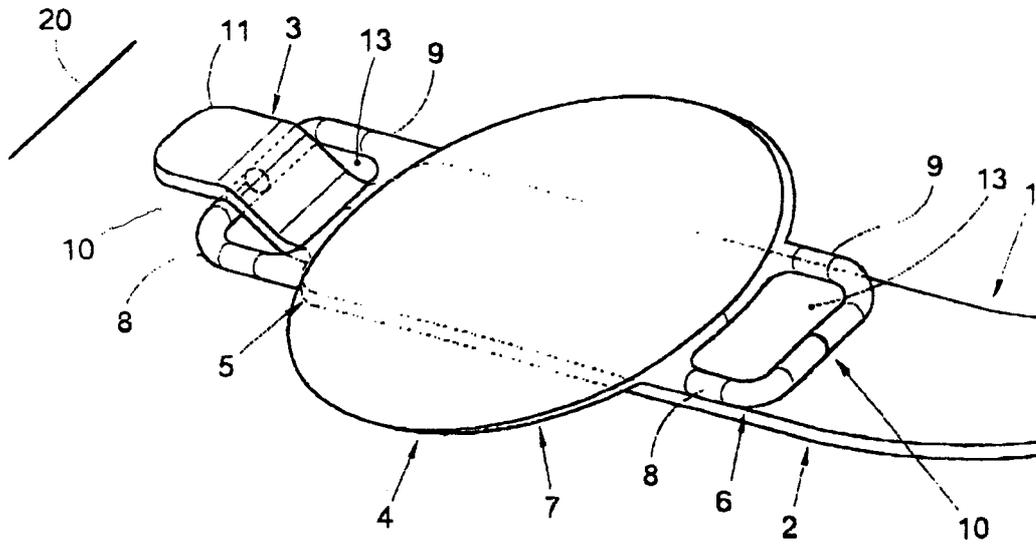


图2

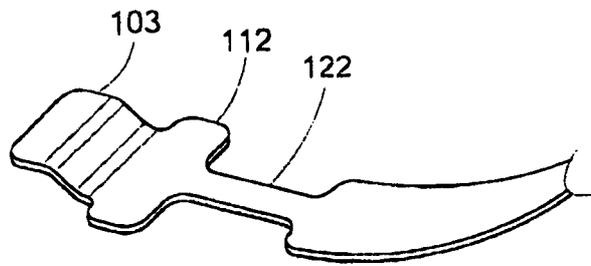


图3

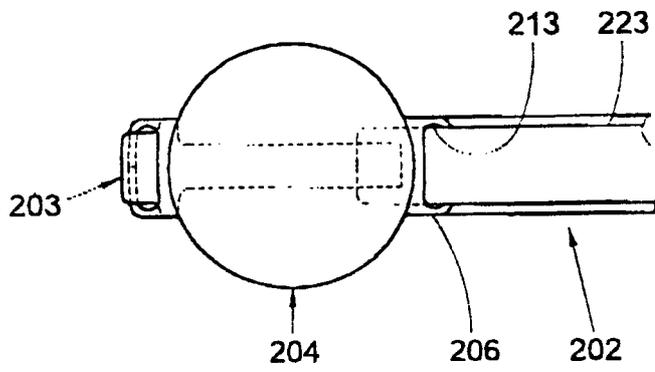


图4

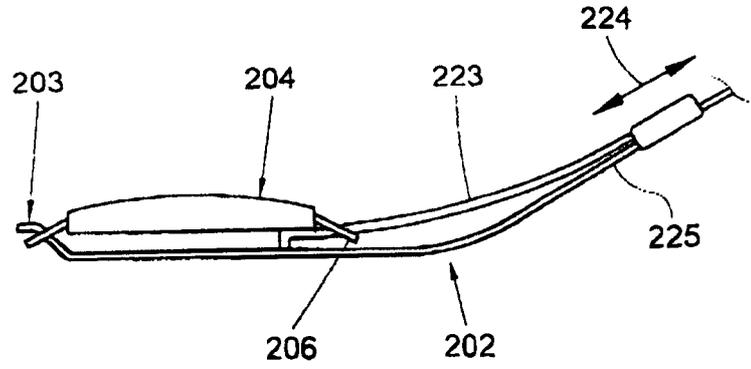


图5

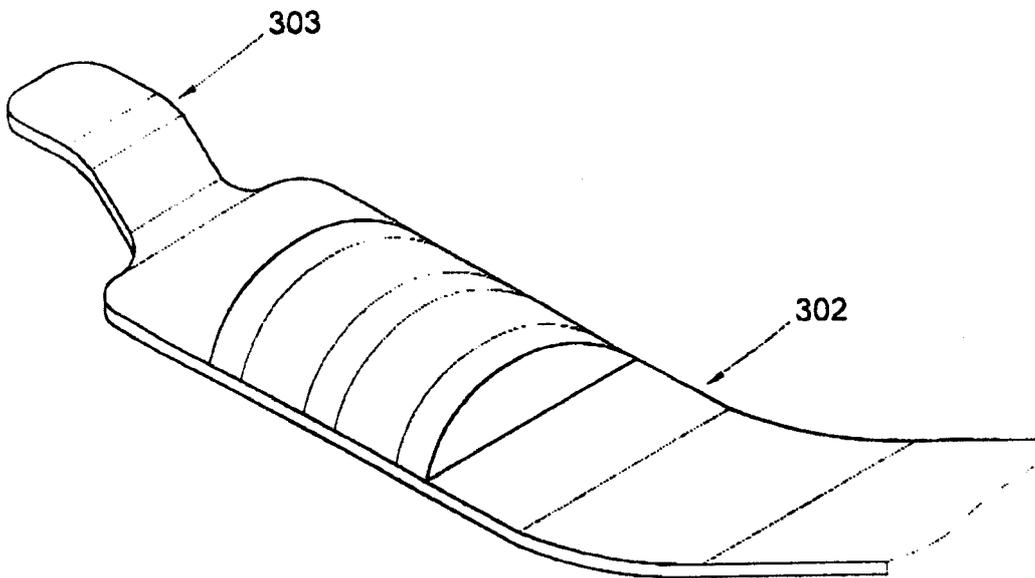


图6

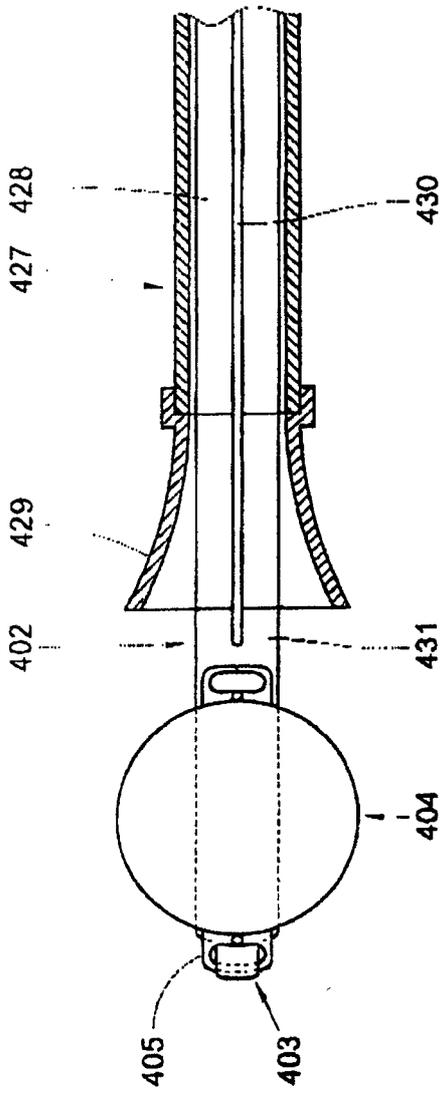


图7

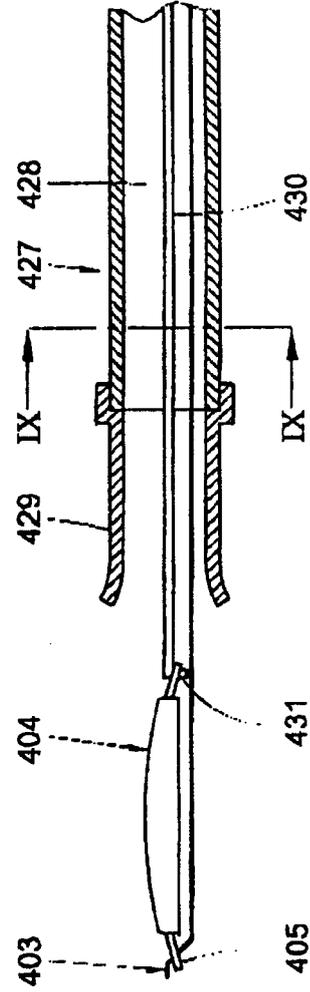


图8

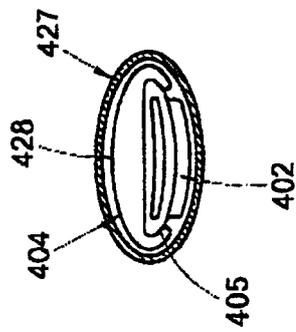


图9

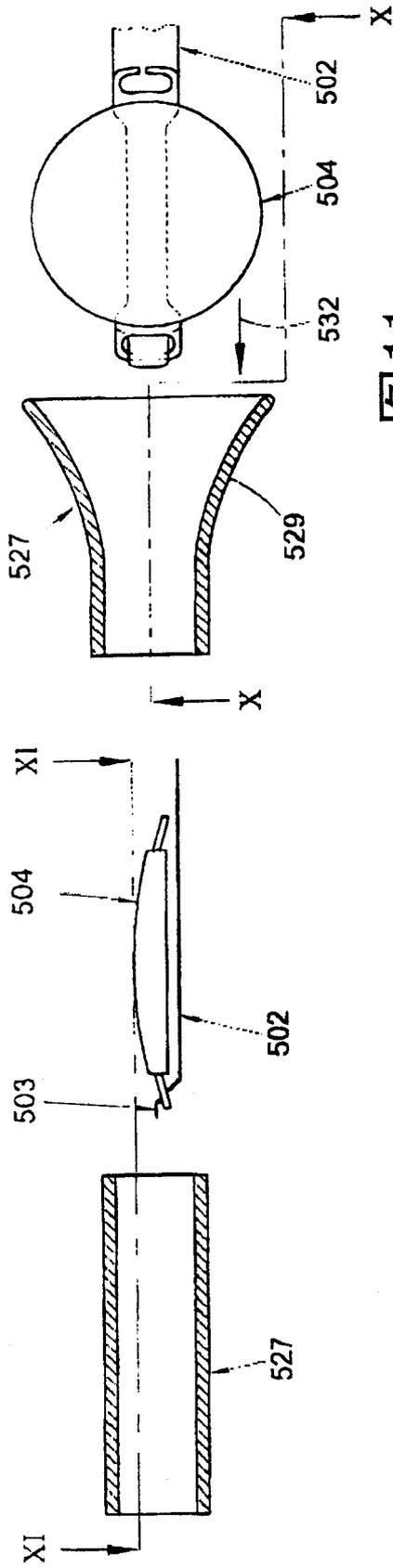


图10

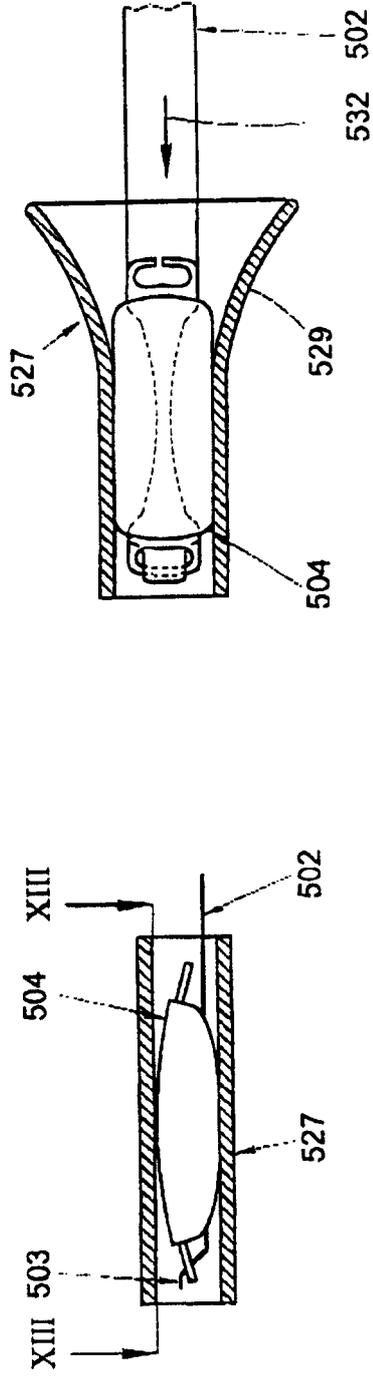


图11



图12

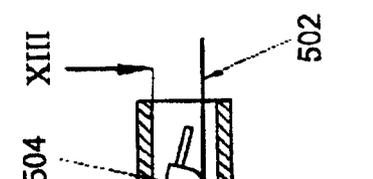


图13

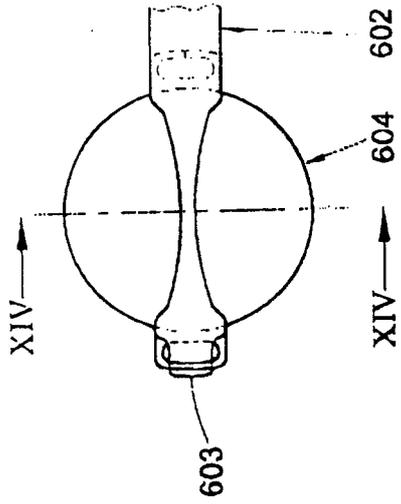


图15

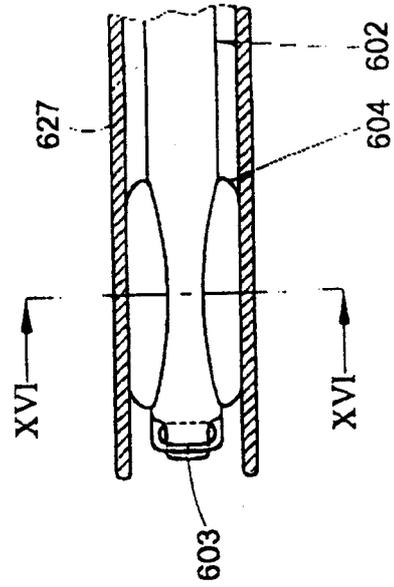


图17

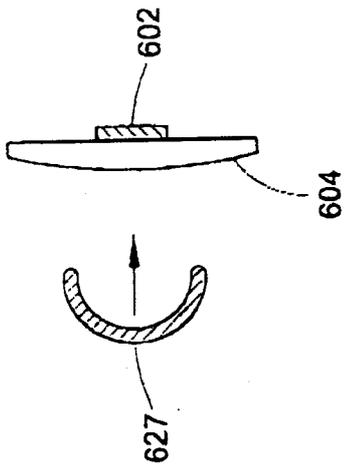


图14

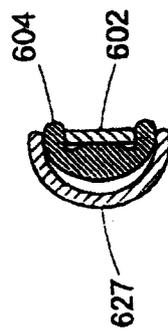


图16

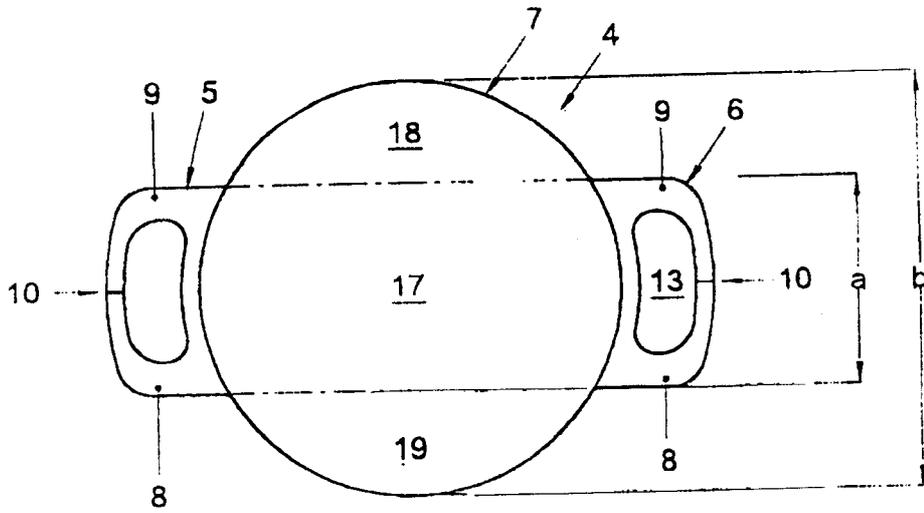


图18

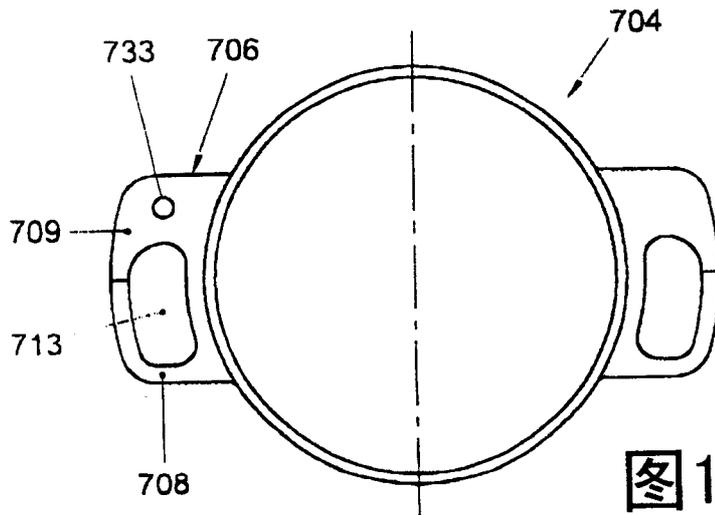


图19

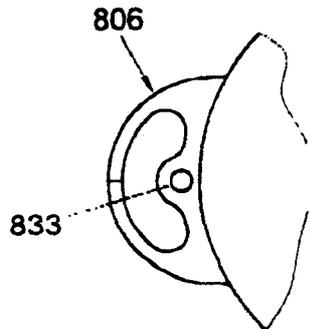


图20

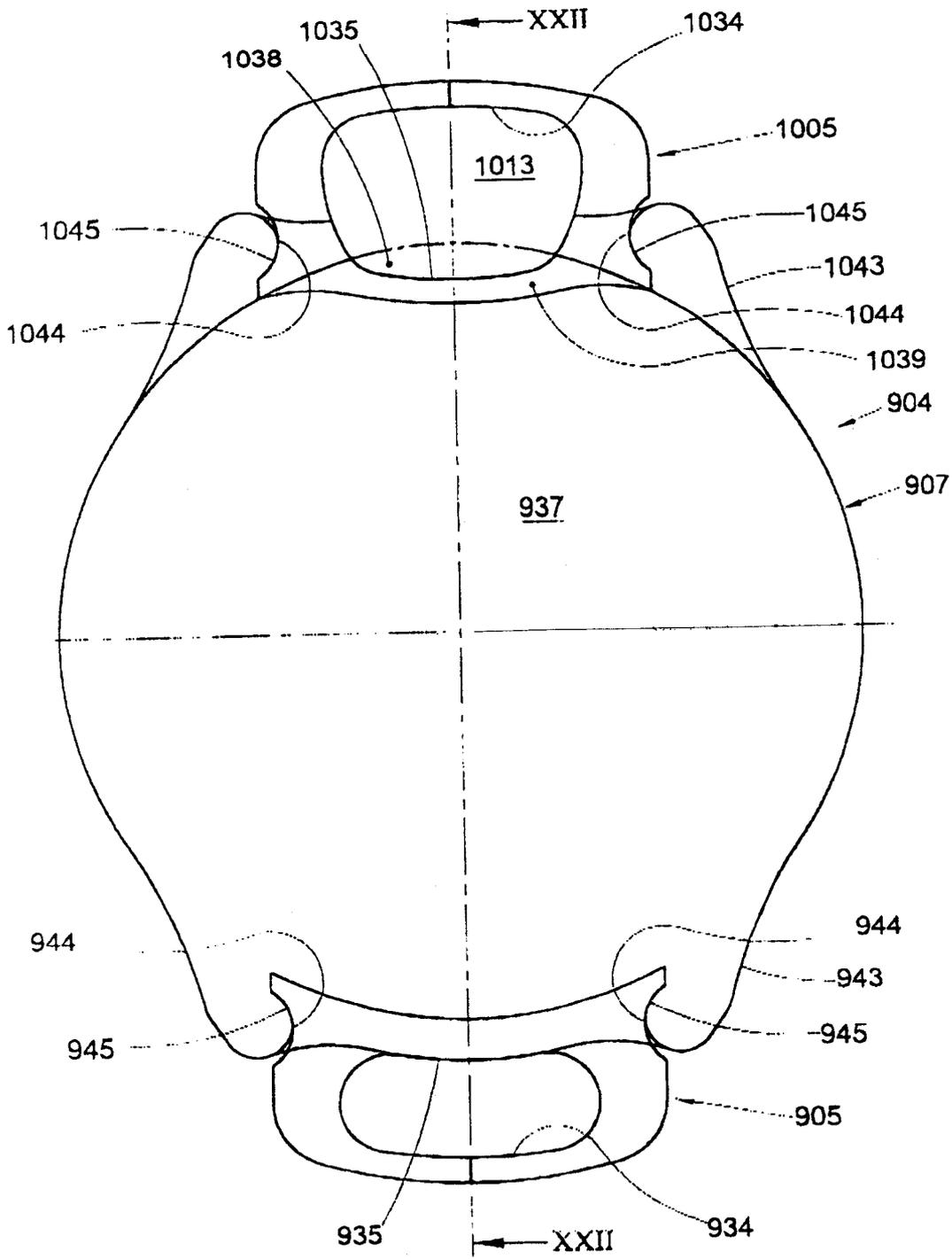


图21

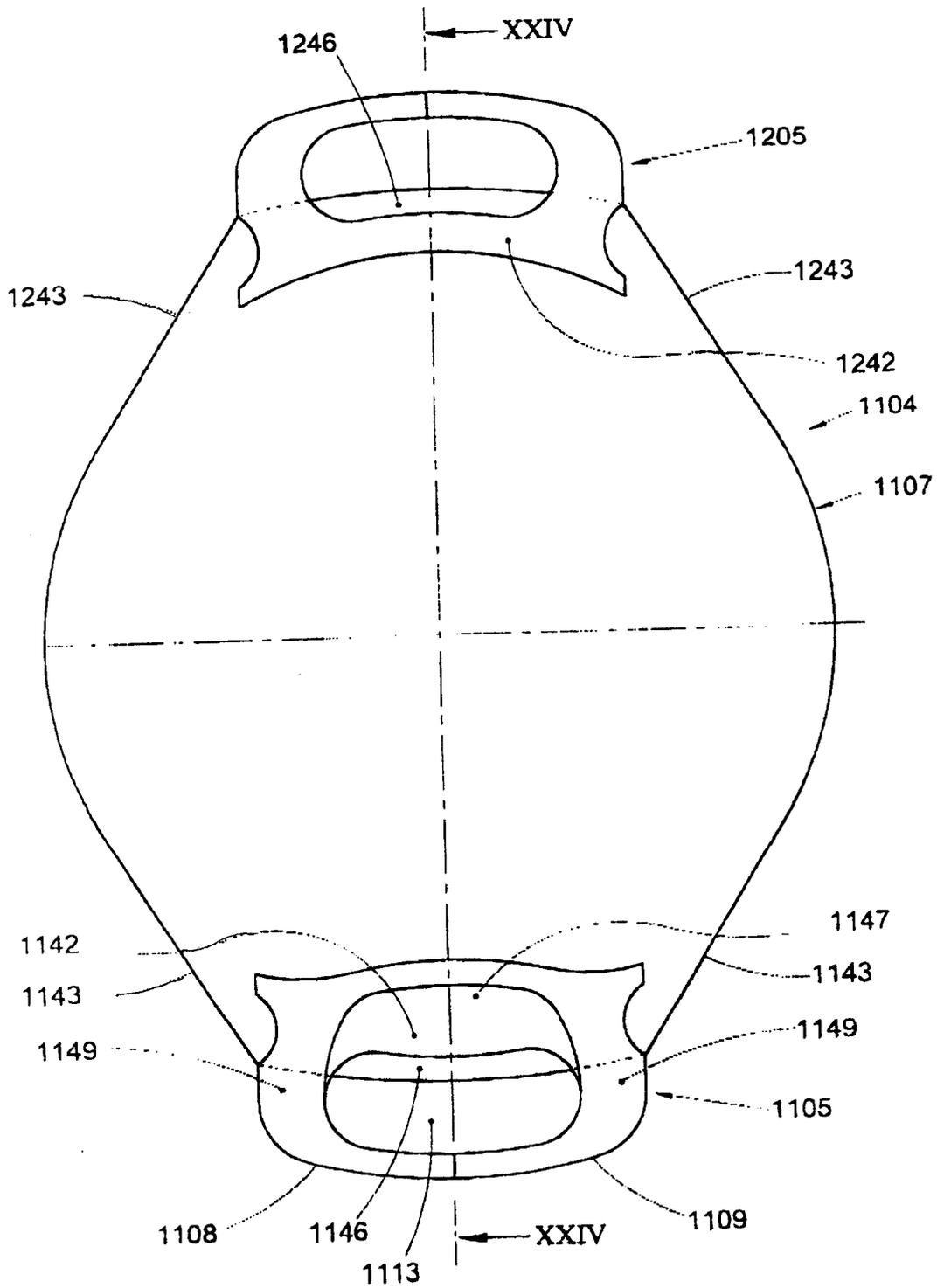


图23

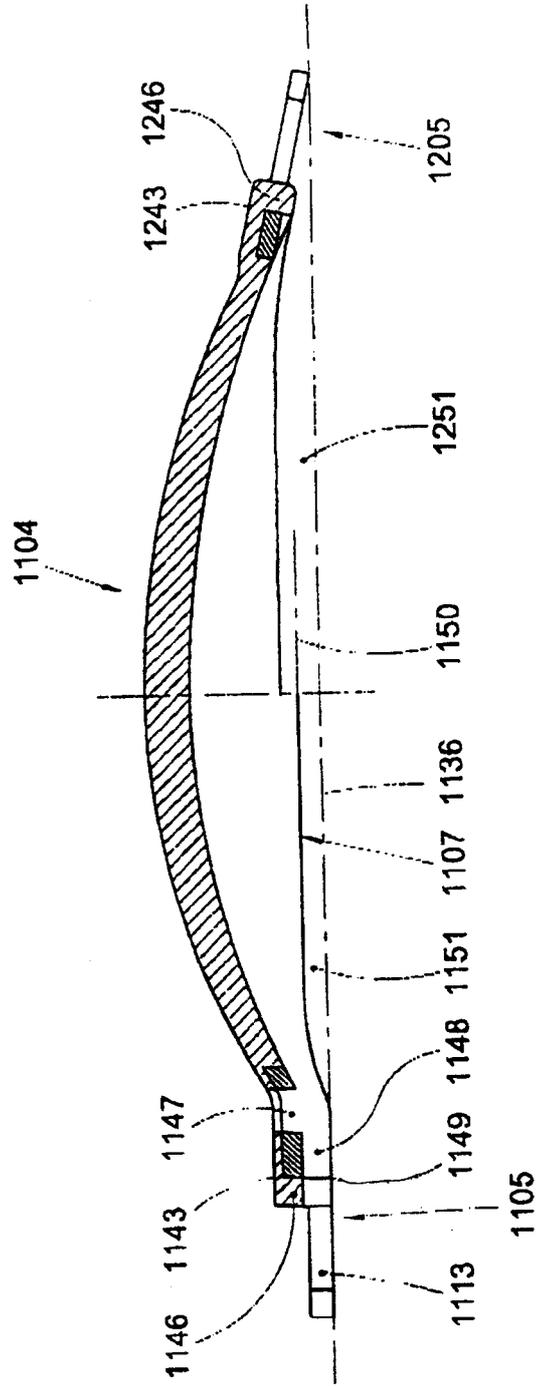


图24