[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl[7]
A61M 1/00

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03813194.3

[43] 公开日 2005 年 8 月 24 日

[11] 公开号 CN 1658915A

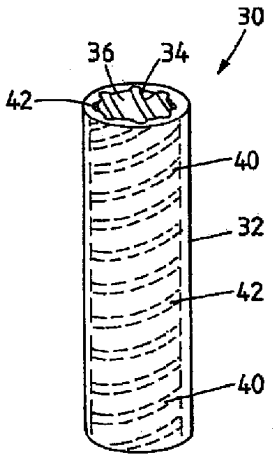
[22] 申请日 2003.6.6 [21] 申请号 03813194.3
[30] 优先权
[32] 2002. 6. 7 [33] AU [31] PS2801
[86] 国际申请 PCT/AU2003/000703 2003.6.6
[87] 国际公布 WO2003/103746 英 2003.12.18
[85] 进入国家阶段日期 2004.12.7
[71] 申请人 格雷姆·戴维·巴雷特
地址 澳大利亚西佩思
[72] 发明人 格雷姆·戴维·巴雷特
[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 杨娟奕

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 4 页

[54] 发明名称 流动自动调节吸管和装置

[57] 摘要

提供了一种用于白内障超声乳化系统的吸管，所述吸管设有一个改进的管腔，所述管腔增加流过管腔的流体流动的阻力，以减少堵塞后的浪涌，所述改进包括在管腔内表面上形成的凹槽或凸部、布置在管腔流动通道内的自由移动物体，或者一个或多个弯部。



ISSN1008-4274

1. 一种用于白内障超声乳化系统的吸管，包括：

具有第一和第二端以及内表面的管段，所述内表面形成在第一和第二端之间延伸的管腔，

其中，所述内表面进一步形成和管腔相连的多个凹槽或凸部，所述凹槽或凸部增强流过管腔的流体流动的阻力。

2. 根据权利要求 1 所述的吸管，其特征在于，所述凹槽或凸部沿着所述内表面的整个长度布置在第一和第二端之间。

3. 根据权利要求 1 所述的吸管，其特征在于，所述凹槽或凸部沿着所述管的长度的一个或多个部分布置。

4. 根据权利要求 1 所述的吸管，其特征在于，所述凹槽形成螺旋沟槽。

5. 根据权利要求 1 所述的吸管，其特征在于，所述凸部形成以螺旋构形排列的环形脊。

6. 根据权利要求 1 所述的吸管，其特征在于，所述凹槽或凸部围绕管腔的圆周以相等的间距间隔开。

7. 根据权利要求 1 所述的吸管，其特征在于，还包括布置在第一和第二端上的适配器，用于将吸管和白内障超声乳化系统串联连接。

8. 一种用于白内障超声乳化系统的吸管，包括：

具有第一和第二端以及内表面的管段，所述内表面形成在第一和第二端之间延伸的管腔，

布置在管腔内的自由移动物体，用于干扰所述内表面附近的层流的形成和增强流过管腔的流体流动的阻力。

9. 根据权利要求 8 所述的吸管，其特征在于，所述自由移动物体是叶轮或推进器。

10. 根据权利要求 8 所述的吸管，还包括布置在第一和第二端上的适配器，用于将吸管和白内障超声乳化系统串联连接。

11. 一种用于白内障超声乳化系统的吸管，包括：

具有第一和第二端以及内表面的管段，所述内表面形成在第一和第二

端之间延伸的管腔，

其中，管的一部分包括一个或多个具有 90 度或小于 90 度的角的弯部，所述弯部增强流过管腔的流体流动的阻力。

12．一种用于白内障超声乳化系统的仪器，包括：

具有第一和第二端以及内表面的管段，所述内表面形成在第一和第二端之间延伸的管腔，和

设置在管腔内并与管腔相连的装置，用于增强流过管腔的流体流动的阻力。

13．根据权利要求 12 所述的仪器，其特征在于，所述用于增强流过管腔的流体流动的阻力的装置包括在吸管内表面上形成的构造特征。

14．根据权利要求 13 所述的仪器，其特征在于，所述构造特征是在吸管的内表面上形成的凹槽。

15．根据权利要求 14 所述的仪器，其特征在于，所述凹槽形成螺旋沟槽。

16．根据权利要求 13 所述的仪器，其特征在于，所述构造特征是向内突出到管腔中的凸部。

17．根据权利要求 16 所述的仪器，其特征在于，所述凸部形成以螺旋构形排列的环形脊。

18．根据权利要求 13 所述的仪器，其特征在于，所述构造特征围绕管腔的圆周以相等的间距间隔开。

19．根据权利要求 12 所述的仪器，还包括布置在第一和第二端上的适配器，用于将吸管和白内障超声乳化系统串联连接。

20．根据权利要求 12 所述的仪器，其特征在于，所述用于增强流过管腔的流体流动的阻力的装置包括布置在管腔内的自由移动物体，用来干扰内表面附近的层流的形成。

21．根据权利要求 20 所述的仪器，其特征在于，所述自由移动物体是叶轮或推进器。

22．根据权利要求 12 所述的仪器，其特征在于，所述用于增强流过管腔的流体流动的阻力的装置包括具有一个或多个等于或小于 90 度的弯部的管的一部分。

流动自动调节吸管和装置

技术领域

本发明总体涉及用于施行白内障超声乳化手术的装置，尤其涉及一种与白内障超声乳化系统结合使用的流动自动调节吸管。

技术背景

人类眼睛中的晶状体用来传输和聚焦光线，并位于眼睛的虹膜之后，虹膜借助称为虹带的悬韧带贴在眼睛的壁上。晶状体包括较硬的中央晶核和围绕它的具有较软的坚实度的周边皮质。一个称之为囊袋的很薄的膜容纳整个晶状体。

白内障是由于眼睛中的晶状体的透明性丧失而造成的，并且通常是随着年龄的增长而发生的现象。白内障将引起视力逐渐减弱，但可以通过手术来恢复。白内障手术包括白内障的晶状体的摘除，并植入一种塑料的人工晶状体。白内障晶状体的摘除是通过称为白内障超声乳化术的技术，利用超声波能量来破碎和吸出晶状体。

在这种手术中，在囊袋前部中形成一个中心开口，以便能接触到晶状体物质。接着，通常包括具有外壁和中央管腔的探针的机头（探头）插入、接触和破碎晶状体。探针外的橡胶套管提供一个冲洗眼睛的导管，以移除由探针吸出的物质。一旦借助超声能量把晶状体的晶核移除，柔软的皮质可利用冲洗/吸出套管被吸出。

在手术的两个阶段中，前房维持正压和等容状态以防止塌陷是十分重要的，这可以防止前房损伤敏感的眼睛组织。任何与作为角膜或虹膜的衬层的内皮细胞的接触都可能造成不可弥补的损伤。更通常的情况是无意地接触或吸出后囊袋，这个囊袋的作用是为了防止在眼睛后房中容纳的被称作玻璃状液体的流体的流失。这种无意的接触可能造成后囊袋膜的破裂。

在白内障手术之后后囊袋膜的破裂或玻璃状液体的流失都会增加视

网膜脱离和类囊肿斑浮肿（cystoid macular oedema）的危险，从而导致失明。而且，如果在手术中后囊袋遭到破坏，那么不可能在原有的晶状体的剩余囊袋中植入合适的人工晶状体，从而导致比简单手术所预期的结果更不理想的结果。

在进行白内障超声乳化手术时，在前房中保持稳定的压力和容积是大家首先关注的事。最佳流体动力学要求在进行白内障超声乳化术时在前房中必须保持稳定的压力和容积。从前房中吸取流体必须用相当的冲洗物质来平衡。流体平衡所要求的状态可以用下列公式来概括： $F_i = F_0$ ，即流入物质(F_i)应该等于流出物质(F_0)。为了防止管腔塌陷，前房中压力(P_{ac})也必须大于周围的大气压 p_a 和玻璃状液体压力（ P_v ），即 $p_{ac} > P_a > P_v$ 。

在前房中的压力取决于冲洗物质的压力值，它是与冲洗物质瓶的高度相关的冲洗压力头(P_i)和由于冲洗流体流入阻力而造成的压降（ p_d ）之间的差值，即 $p_a = p_i - p_d$ 。前房中的压力最好应该保持恒定，以避免管腔室容积的变化，这种变化会在手术中管腔表现为不稳定的腔室。

在白内障手术中传统使用的仪器包括控制台，所述控制台包含用于产生真空和流动的泵系统和电路系统泵，所述电路系统用来为白内障超声乳化机头提供足够的能量和控制机头。这个泵系统通过管路和白内障超声乳化机头、冲洗（irrigation）和吸出套管连接在一起，以便使流体和晶状体物质能够从眼睛中吸出。

在白内障超声乳化技术中和皮质吸取中用来吸取流体和晶状体物质的几种泵系统是已知的。第一种叫正液压泵（Positive fluid pump），例如蠕动泵（peristaltic pump）。 在这种系统中，流体流动是通过抽吸管路而产生的，如果管路被堵塞，可获得高真空状态。 在其它类型的泵系统中，例如，文氏泵（Venturi pump），抽吸过程是在一个盒内完成的，并且，随后流体的流动和从眼睛中取出和预先设置的抽吸水平有关。

无论哪一种泵系统，清除晶核和皮质的顺序都是相似的。通过白内障超声乳化探针或冲洗/吸取套管以及相关的吸出管路施加抽吸力，使流体从前房中被吸出。抽吸过程将晶核和皮质吸入到探针或套管中，这样可能造成较大的碎片使导管的尖端或抽吸口被堵塞。

管路中的抽吸水平随之提高，直到所产生的负压克服晶状体物质的阻

力，该晶状体物质然后被沿着管路抽吸。反过来，随着伴随的腔内压力下降和流速增加，这将导致前房和系统的其他部分之间的压力很快达到平衡。这种现象典型地称之为“阻塞后浪涌”（Post occlusion surge），并且，当腔内压力和容积波动时，可能引起后囊袋向前移动。

通过白内障超声乳化机头作用的真空可以由脚踏板控制来调节，从而使得泵系统通过相对于流体或空气排放（venting）或补偿系统内的压力来进行响应。然而，排放发生在从前房和超声机头算起的某一距离上，因此，在吸管中的真空恢复到正压和前房中的压力恢复到正常状态或不堵塞状态之前，通常存在一个滞后。

相应地，我们希望减少流速的浪涌，这种浪涌的发生是和由于白内障超声乳化探针的堵塞而引起的真空压力的波动有关的。这种控制有利于减少腔室压力的波动和缩短达到压力平衡的时间，因而增强手术过程的安全性和减少后囊袋无意破裂的危险。

一种潜在的减少吸管中流体浪涌的方法是减少由泵系统产生的最大真空度。然而，高真空度对于捕获晶核物质碎片是有利的，以便碎片可被破碎成更小的碎片。因此，希望维持高真空度，同时降低在高真空度下与浪涌相关的高流速。

另一种方法是通过减小管腔和增加吸管的长度来增加吸管中的阻力。尽管减小管腔的尺寸可能是有效的，典型的白内障超声乳化中的吸管的内径大约是 1.5 毫米，但是，进一步减小内径有可能引起晶状体物质在吸管内堵塞。增加管长可以通过卷绕管路来进一步增加流动阻力的方法来实现。然而，在这两中情况下增加的管路阻力存在于所有的真空水平下。这是不希望的，理想的是在低真空度情况下维持不降低的吸取流动速度，这有利于在堵塞之前吸引晶状体碎片。

综上所述，希望能提供一种包括流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统，所述吸管响应于较高流动速度自动地增加流动阻力。

同时，希望提供一种包括流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统，所述吸管在较低流速下引入湍流。

另外，希望提供一种包括流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统，所述吸管在较高真空水平下提供改进的前房稳定性。

发明内容

综上所述，本发明的一个目的是提供一种包括流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统，所述吸管响应较高流速自动地增加流动阻力。

本发明的另一个目的是提供一种包括流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统，所述吸管在较低流速下引入湍流。

本发明的再一个目的是提供一种包括流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统，所述吸管具有改进的管腔，所述管腔确定以螺旋状排列的纵向凹槽。

本发明还有一个目的是提供一种包括流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统，所述吸管在较高真空水平下提供改进的前房稳定性。

本发明的以上和/或其他方面可以通过提供一种用于白内障超声乳化系统的流动自动调节吸管来实现，其中所述的吸管具有在相对低的流速下可提高流过管的湍流的管腔表面。

在一个优选的实施例中，根据本发明原理所制造的吸管包括形状构造特征在吸管内表面上形成的形状构造特征，例如螺旋沟槽、向内突出的凸部、脊或凹槽。这些形状构造特征可以沿着管的整个长度布置，或仅仅沿着吸管长度的离散部位布置，并且，这些形状构造特征可以围绕管腔的整个圆周或仅仅在管腔的某些部分上延伸。

在另一个可选实施例中，吸管包括一个自由移动物体，例如，布置在管腔内的叶轮（vane）或推进器(propeller)。在其他可选实施例中，吸管包括沿着吸管长度的一个或多个弯部，在高速流动时这些弯部可用来增强流体流动阻力。

附图说明

结合附图，通过对本发明的实施例的以下描述，本发明这些和/或其他方面和优点将变得更加清楚，其中：

图 1 是适合使用本发明的流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统的侧视图；

图 2 是根据本发明的一个优选实施例的一段吸管的透视图；

图 3 是根据本发明的另一个优选实施例的一段吸管的透视图；

图 4 是根据本发明的一个附加实施例的一段吸管的透视图；

图 5 是根据本发明的又一个实施例的一段吸管的透视图；

图 6 是根据本发明的又一个实施例的一段吸管的侧视图，它包括布置在吸管内部的旋转叶轮；

图 7 是根据本发明的另一个实施例的一段吸管的侧视图，它包括布置在吸管内的旋转推进器；

图 8 是根据本发明的另一个实施例的一段吸管的侧视图，它包括一对弯部；

图 9 是表示在吸管中流动的流体的流速相对于由吸管内的摩擦力引起的压降的曲线图；和

图 10A 和 10B 分别是用于挤压图 2 所示的吸管的挤压模的透视图和平面图。

具体实施方式

优选的白内障超声乳化系统综述

参照图 1，描述了适合使用本发明的流动自动调节吸管的白内障超声乳化系统。白内障超声乳化系统 10 包括白内障超声乳化针 11，白内障超声乳化探针 11 连接到超声机头 20，并被橡胶套管（elastomeric sleeve）12 包围。通常机头 20 连接到一个控制器（没有显示），所述控制器使探针 11 在超声频率下振动。当探针和白内障晶状体接触时，探针 11 的振动可破碎晶状体的晶核物质。

冲洗管 13 在冲洗流体源 14 和机头 20 之间流体连通，从而冲洗流体经由探针 11 和橡胶套管 12 的内表面 16 之间的形成的环形空间 15 传送到眼睛。吸管 17 在探针 11 的管腔 18 和真空源 19 之间流体连通，以允许从病人的眼睛中吸出破碎的晶核物质。

在手术中通过白内障超声乳化探针 11，把超声能量施加到病人的晶状体的晶核物质上。在白内障超声乳化操作过程中，通过探针 11 和橡胶套管 12 之间的环形空间 15 将冲洗流体从冲洗流体源 14 供应到眼睛。同时，通过探针管腔 18 和吸管 17 将破碎的晶核物质抽出。如上所述，通过管腔

18 吸引的抽吸力引起较大的碎片与探针 11 接合，从而可能引起通过管腔 18 被吸取的物质的流速出现浪涌和使眼睛内部的压力产生较大波动。本发明的吸管期望能缓和这种堵塞后引起的浪涌和减少所引起的压力波动。

本发明的流动自动调节吸管的说明

根据本发明的原理，图 1 中的白内障超声乳化系统 10 设置有带有改进的管腔的吸管，所述管腔被改进以加强在较高流速时流体流动的流体动力学阻力。管腔的改进可以采用许多方式中的一种，包括沿着管腔内表面的形状构造特征、在流路中的自由移动障碍物，或者一个或多个流动转向弯。

参照图 2，描述了本发明的第一个示例性的自动调节吸管 30 的实施例。吸管 30 具有外表面 32 和确定管腔 36 的内表面 34。根据本发明的原理，内表面 34 包括形状构造特征 40，这些形状构造特征 40 用来增强在较高速流动时的流动阻力。形状构造特征 40 可设置在吸管的整个长度上，也可仅仅设置在吸管的一个或几个不连续部分上。此外，如图 2 所示，形状构造特征可设置在吸管 30 的整个圆周上，或者设置在吸管圆周的局部弧上。

在一个优选实施例中，形状构造特征 40 包括在吸管内表面中形成的作为槽的螺旋沟槽或凹槽 42。凹槽 42C 沿着吸管的长度以均匀的间距设置，并围绕内表面的圆周设置。凹槽 42 可以具有半圆形的剖面（如图 2 所示），或者可选择地包括半椭圆形、矩形、三角形、方形、菱形或其他适当形状的剖面轮廓。

仍然参照图 2，在不增加大碎片阻塞管腔的可能性的条件下，凹槽 42 在管腔 36 内产生湍流。特别是，借助于增加通过吸管的流体的流体动力学阻抗，凹槽 42 增强湍流。有利的是，由于在高速流动时流动阻力增加，因此，与流体浪涌和伴随的压力波动有关的、可能引起眼睛前房的塌陷或部分塌陷的危险减小了。此外，形状构造特征 40 改变管腔内的流动模式，使得流动在较低速流动下变为湍流。

参照图 3，描述了另一个可选实施例，其中形状构造特征 40 包括突出的凸部 44，例如，从管的内表面突出到管腔 36 中的脊或肋。凸部 44

可沿着管的长度和围绕管腔 36 的圆周以均匀的间距沿螺旋图案布置为一系列半圆柱形的脊。作为选择，凸部 44 可以仅仅部分地围绕管腔 36 的圆周延伸，或者仅仅沿着吸管长度的选定部分延伸。类似于凹槽 42，凸部 44 能增强吸管 30 内的流体动力学阻力，并且，与从前已知的吸管的情况相比，其在较低的流动速度和较低的真空度条件下能引起湍流。

参照图 4 和 5，描述又一个实施例，其中形状构造特征 40 包括在吸管 30 内表面上形成的纵向凹槽 46（见图 4）或纵向凸部 48（图 5）。图示的纵向凹槽 46 或纵向凸部 48 围绕管腔 36 的圆周大体上互相平行地以均匀地间距间隔地布置。作为选择，凹槽 46 或凸部 48 可以仅仅部分地围绕管腔 36 的圆周延伸，或者仅仅沿着吸管的被选定的部分长度延伸。

本领域的技术人员将会理解，在不偏离本发明的范围的情况下，可在吸管内表面上设置两个或更多个上述形状构造特征的任何组合。

参照图 6 和 7，根据本发明的另一个方面，吸管 30 包括一个自由移动物体 50，在图中为安放在管腔 36 内的叶轮或推进器。物体 50 被构造以装配在吸管 30 内，以便干扰管腔内流体的层流，并且引起湍流。在图 6 和 7 中，层流用直线箭头 L 表示，湍流用曲线箭头 T 来表示。所引起的湍流能增加在管腔 36 内的流体动力学阻力，并且是吸管中的流动速度的函数。

以例子的方式，自由移动物体 50 可包括安装在管腔 36 中位于轮毂 58 上的叶轮 56（图 6），并具有多个臂 60。作为选择，如图 7 中所描绘的那样，自由移动物体 50 可包括具有多个突出 63 的推进器 62。推进器 62 被安装在轴 64 上，轴 64 被支撑在单独的短的纵向部分 67 的管腔 66 内的臂 65 上。部分 67 在两端包括适配器 68，从而自由移动物体 50 可与先前已知的吸管结合使用。当然，本领域的技术人员将会理解，在不偏离本发明的范围的情况下，自由移动物体 50 也可以采用其他形状。此外，可以采用多于一个的自由移动物体来干扰层流，从而改进在吸管中的流动。

参照图 8，描述了本发明的吸管的另一个可选实施例，其中吸管 30 包括一个或多个角弯部 70。弯部 70 引起管腔 72 中的流体流动方向的急剧变化，这样，在流体流过一个或多个弯部后，最初的层流（用直线箭头 L 表示）变成湍流（用曲线箭头 T 来表示）。优选弯曲角度小于或等于 90 度。如同图 7 的实施例，图 8 的实施例可以作为包含一个或多个弯部的刚性管

的单独部分来实施，用来连接所述部分的适配器和先前的吸管相同。

如上所说，用在白内障手术中的已知吸管有一个光滑的内表面。在这种管内的流体流动的速度通常是层流，可以用哈根-泊叶桑公式来描述：

$$Q = P \times \pi \times D^4 / (8 \times l \times \nu)$$

其中Q是体积流率，P是压差，D是吸管的横截面直径，l是扼流直径的长度，和ν是流体粘度。

吸管内的流体流动成为湍流的点由雷诺数来确定：

$$\mathrm{Re} = d \times V \times D / \nu$$

其中Re是雷诺数，V是流体流动速度，D是吸管的横截面直径，ν是流体粘度。

试验显示如果雷诺数小于 2000（下临界雷诺数），则流动很可能是层流；而如果雷诺数超过 4000（上临界雷诺数），则流动很可能是湍流。雷诺数在 2000 和 4000 之间，则在管内的流动性质是不确定的。

增加吸管内壁表面的粗糙度，就能增加流动的阻力，并趋向于引起湍流。当流体流过一段非圆形横截面的改进的吸管时（即图 2-5），则雷诺数可以用等效直径 de来计算：

$$de = 4 \times A / P$$

其中A是流动的横截面面积，而P是横截面的浸润周边。因此改变吸管的剖面能促进湍流。

当流体流动是层流时，大部分的流层之间的剪切作用和摩擦力都发生在远离壁面的地方。壁面对于摩擦因子（f）的作用是很小的，摩擦因子是和雷诺数成反比的，$f = 64/\mathrm{Re}$，这里Re是雷诺数。相反，当流体流动是湍流时，吸管内表面的特性对摩擦因子的影响就比较大，这是因为大部分的剪切作用和产生的摩擦力发生在形状构造特征附近。相对粗糙度可定义为：

$$\varepsilon_R = \varepsilon / d$$

其中ε是表面粗糙度的高度，d是吸管的直径。

上述的穆迪曲线和公式可以用来计算吸管中流体流动的摩擦因子(f)：

$$f = 0.0055 * \left(1 + (20000 \times \varepsilon_R + 10^6 / \mathrm{Re})^{1/3}\right)$$

相应地，修改吸管内表面特性，使它产生不光滑的表面，这样在低速

流动和低真空度时吸管内流动就能转变为湍流，从而增加流动的阻力。湍流可以采用柏努利（Bernoulli）方程计算:

$$Q = SQRT\left(P \times \pi^2 \times D^4\right)/(8 \times d)\ )$$

其中Q是体积流量，P是压差，D是吸管的横截面直径，l是扼流直径的长度，v是流体粘度，d是流体密度。

对于具有相同压差的情况，这个压差是由真空产生的真空度来确定，在相同吸管直径和长度条件下，由于湍流引起流动的阻力增加，使得流动速度要降低。

然而，在低的真空度条件下，被修改的吸管产生的流体流动的阻力变化不很大，但是，当真空度上升时，由于流动从层流转向湍流（与先前已知的具有光滑内表面的吸管相比，这种现象发生在较低的真空度情况下），阻力会成比例增加。由于流动阻力引起的压降作为速度的平方变化。因此，如图 9 所述，压降相对于流体流速形成一条抛物线，其中，和具有低的摩擦阻力和层流的吸管相比，较大的百分比压降引起较小的流速变化。

有利的是，在吸管内表面上提供形状构造特征不会降低白内障超声乳化探针吸取晶核物质的效率。当探针尖端被堵塞时，吸管内的真空度的最初上升类似于已知的吸管，但是，上升时间随着真空度的增加减慢。当克服堵塞阻力时，由于吸取管中的负压引起的瞬间流体流动将少于已知的吸管的情况。这有利于减少堵塞后浪涌的幅度和持续时间。

本发明提供了一种在高真空度情况下能增加流动阻力的改进的吸管。它将提供与已知的吸管相比更稳定的前房压力和容积。此外，在使用白内障超声乳化系统时，本发明的吸管能采用较高的真空度。高真空度增加了将晶核碎片吸引到针尖的能力，并有利于借助第二仪器把碎片破碎成更小的碎片。并且，由于改进的吸管的横截面面积和长度可被制成和已知吸管相同，不会增加晶状体物质的碎片堵塞的可能性。

现有的吸管可通过挤压塑料材料成型，其中非聚合塑料通过设置有中心模的锥形挤压嘴流出。挤压模的形状确定了吸管内腔的横截面的剖面形状，它通常是圆柱形的。挤压速度以及中心模和喷嘴之间的关系确定了壁厚。

参照图 10A 和 10B，描述了 一个适合于制造具有螺旋状沟槽的管腔

（见图 2）的模子。模子 90 类似一个齿轮，具有中心圆柱部分 92 和多个半圆形凸部 94，这些凸部大致以均匀间距排列在外圆周上。利用一个挤压喷嘴，旋转被挤压的塑料物质，在管腔的内表面上形成螺旋状沟槽或槽。旋转的速度决定螺旋状图案的节距。制造本发明吸管的合适材料包括聚氯乙烯和硅酮（silicone）。 本领域技术人员将会理解，只要不偏离本发明的范围，改进的吸管可以采用其他方法来制造，而不一定采用上面所说的挤压模塑方法。

中心圆柱部分 92 和凸部 94 的尺寸优选这样来确定，使得具有螺旋状沟槽的管腔的横截面面积和已知的具有圆形横截面的吸管的面积等效。另外，沿着中心圆柱部分 92 的圆周的各个半圆状凸部的弧长可以按下列公式计算：

$$C = 2 \times \pi \times R / 12$$

其中 R 是中心圆柱部分的半径。每个半圆所占圆周的中心角 α（弧度）为：

$$\alpha = C / R$$

其中 C 等于每个半圆的弦长 d。d 可以以下式计算：

$$d = 2 \times R \times \sin(\alpha / 2)$$

沟槽的径向高度 h 由下式给出：

$$h = R - \sqrt{(R^2 - r^2)}$$

其中 r 等于沟槽半圆的半径。

用中心圆柱部分 92 的圆周横截沟槽的半圆凸部所产生的部分的面积 S 为：

$$S = r^2 \times ACOS((r-h)/r) - \sqrt{(2 \times r \times h - h^2) \times (r-h)}$$

沟槽的面积 f 为：

$$f = (r^2 \times \pi)/2 - S$$

带沟槽的管的总面积 T 为：　　$T = R^2 \times \pi - 8 \times f$

在一个优选实施例中，本发明的改进的带有螺旋状沟槽的吸管的内经

大约为 1.5 毫米，外径大约为 3.12 毫米。应该指出的是，带有内径为 1.34 毫米、具有 8 个等间隔排布的沟槽、每个沟槽的半径为 0.173 毫米的管腔的吸管，与已知的管腔的内径为 1.5 毫米的吸管具有相同的总截面面积。本发明的改进的吸管可以构造连接到近端和远端的类似于已知吸管的连接器，从而与已知吸管具有相同的总长度。

虽然这个发明采用超声作为能源来摘除白内障，但是，改进的吸管也可以用于采用任何其他能源的方法中以摘除白内障，例如，利用激光、声能、旋转头、叶轮、水射流和其他机械方法破碎白内障，并通过抽吸除去晶状体物质。此外，可以预见到本发明的改进的吸管也同样可以用于流体或组织被吸除的其他医学应用中。

此外，如上所述，吸管的总长度可包含改进的管腔。可选择地，如上所述，改进的吸管可以形成柔性的或者刚性的部分，该部分可以作为一个单独的部件被插入已知的吸取管路中。此外，三通龙头可设置在吸取管路内，以允许在吸取导管线路中绕过或包含改进的吸管，从而改变吸取管路的管腔内流体流动速度。

尽管对本发明的一些优选的示例性实施例进行了展示和描述，但显然本领域技术人员将会理解，在不偏离本发明的情况下，可对这些实施例进行各种改进和变化。权利要求书旨在覆盖落入本发明的实质和范围中的所有这些变化和改进。

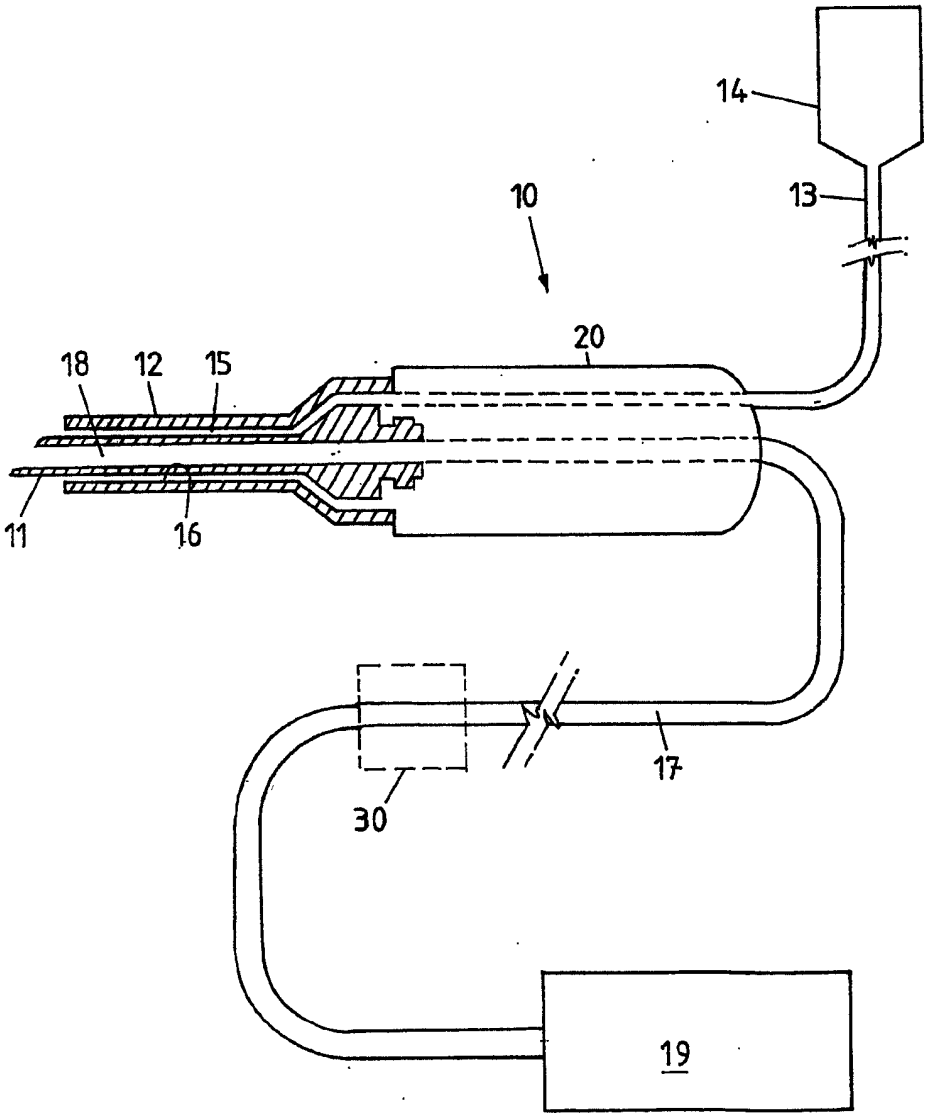


图 1

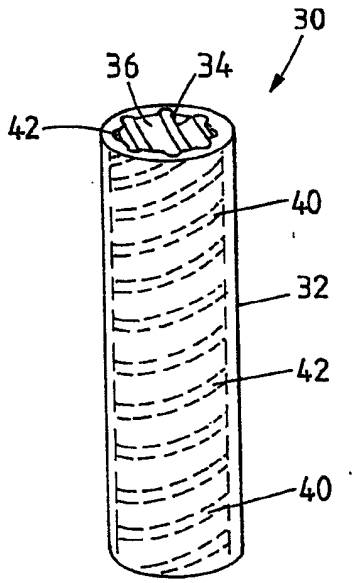

30
36
34
42
40
32
42
40

图 2

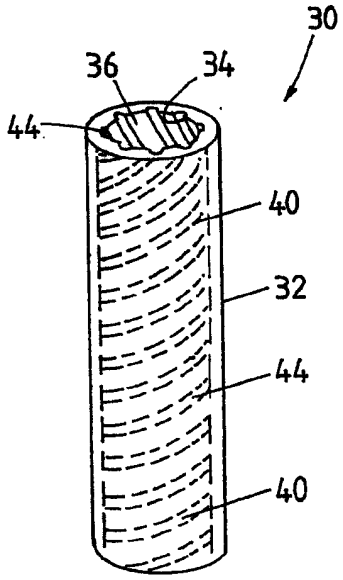

30
36
34
44
40
32
44
40

图 3

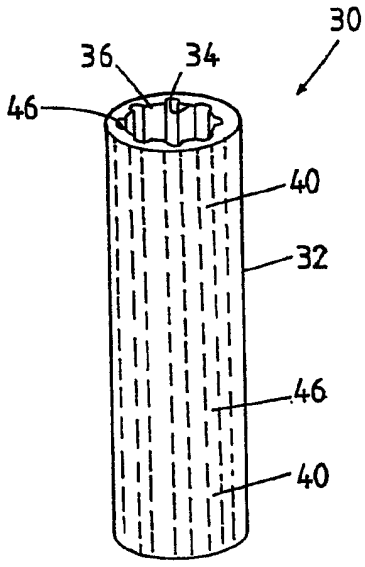

30
36
34
46
40
32
46
40

图 4

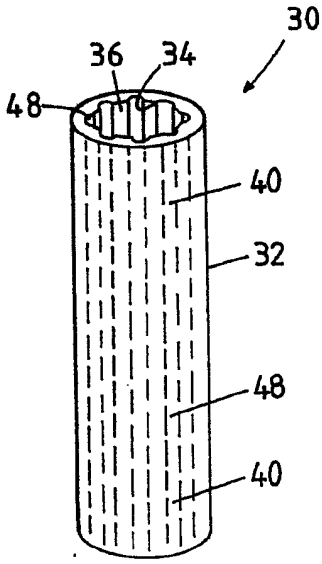

30
36
34
48
40
32
48
40

图 5

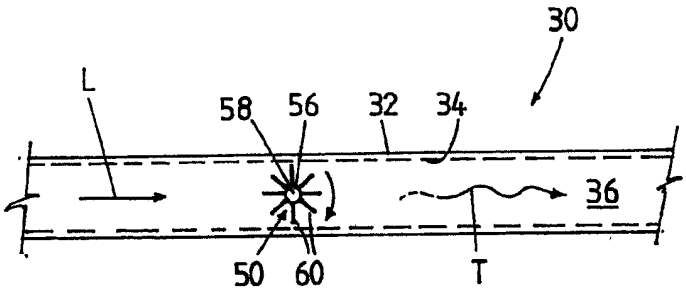

30
L
58
56
32
34
36
50
60
T

图 6

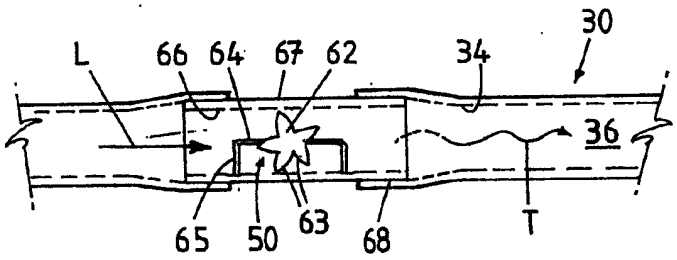

30
L
66
64
67
62
34
36
65
50
63
68
T

图 7

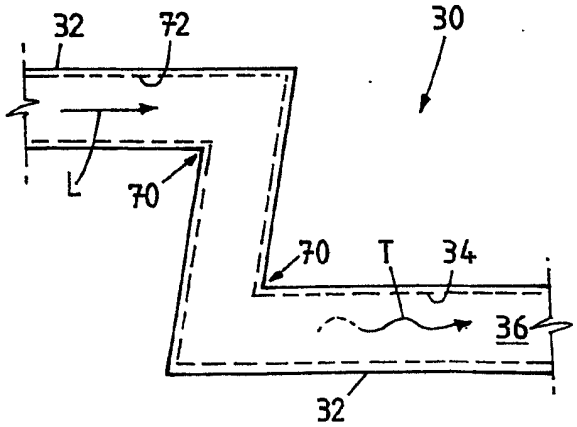

32
72
30
L
70
70
T
34
36
32

图 8

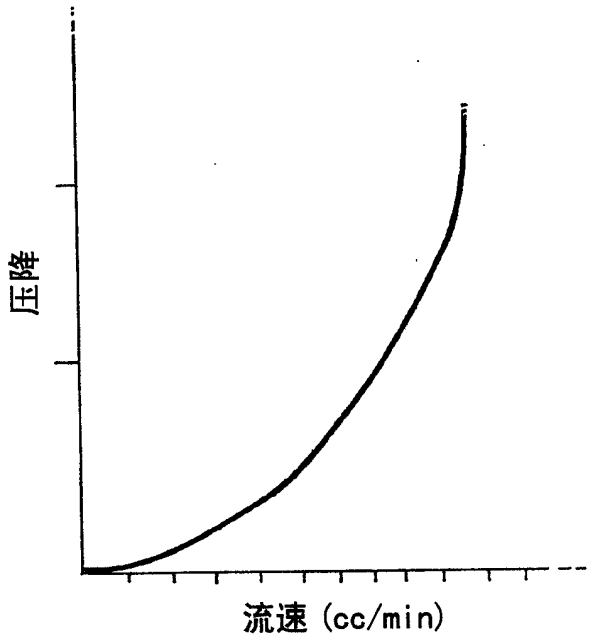


图 9

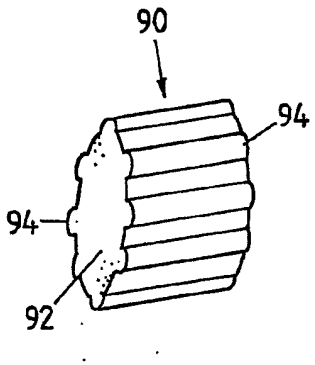


图 10a

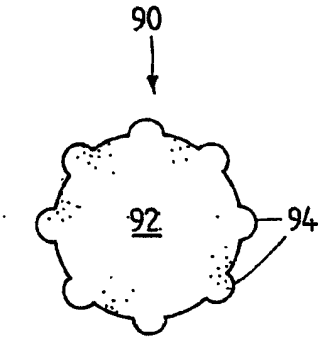


图 10b