

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 25/00 (2006.01)

A61M 1/28 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480029438.7

[43] 公开日 2006 年 11 月 15 日

[11] 公开号 CN 1863569A

[22] 申请日 2004.9.3

[21] 申请号 200480029438.7

[30] 优先权

[32] 2003.9.8 [33] GR [31] 20030100371

[86] 国际申请 PCT/GR2004/000045 2004.9.3

[87] 国际公布 WO2005/023354 英 2005.3.17

[85] 进入国家阶段日期 2006.4.7

[71] 申请人 微透析有限公司

地址 希腊雅典

共同申请人 克里斯托斯·帕诺托拔洛斯

[72] 发明人 克里斯托斯·帕诺托拔洛斯

[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

代理人 董 敏

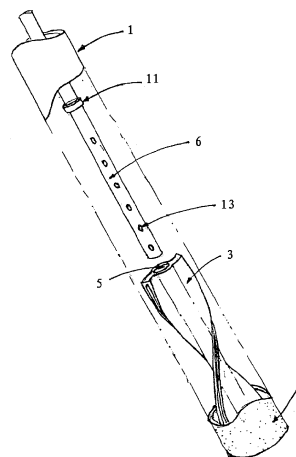
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页
按照条约第 19 条的修改 1 页

[54] 发明名称

内镜治疗导管

[57] 摘要

本发明申请涉及一种导管，其用于在人、动物和生物物质内以宽泛的流速同时输注和吸出液体，而没有任何的堵塞问题。该导管由两个同心管组成；他们的近端分别正确地连接到输注装备和吸出装备；该该导管的远端由过滤器或者膜或者格栅或者网罩覆盖并且容纳一个同时输注和吸出的流体动力运动装置。该内管正确地组装到该运动输注和吸出装置，其灌注导管末梢周围的空间，通过该过滤器或者膜或者格栅或者网罩的覆盖保持其渗透性，由于所述运动装置的运动，该运动装置帮助该吸出通过外管。



1、用于临床或者，和，临床前的，或者，和，实验室使用的内镜治疗导管，其可以同时输注和吸出液体，所述导管由输注腔-管和吸出腔-管和所述导管远端的过滤器或者膜或者格栅或者网罩，以及在过滤器或者膜或者格栅或者网罩内的流体动力运动装置组成，所述输注腔-管的近端连接到用于在正压之下进行输注的泵或者瓶子或者任何容纳液体的装置，所述正压是相对于导管远端处的压力而言，所述吸出腔-管的近端连接到在负压之下的泵或者瓶子或者任何收集液体的装置，所述负压是相对于在导管远端处的压力而言，通过所述过滤器或者膜或者格栅或者网罩产生输注和吸出，所述流体动力运动装置引导输注的液体通过所述过滤器或者膜或者格栅或者网罩的表面到所述导管周围的空间，因此阻止生物物质沉淀和随之而来的导管远端末梢的堵塞，同时由于所述流体动力运动装置的运动，该流体动力运动装置帮助导管周围液体的吸出。

2、根据权利要求1所述的内镜治疗导管，其特征在于一个螺线形状的流体动力运动装置和它的远端。

3、根据权利要求1和2所述的内镜治疗导管，其特征在于在其远端有一个旋转运动的流体动力运动装置。

4、根据权利要求1、2和3所述的内镜治疗导管，其特征在于在其远端有一个电动机械地，或者机械地，运动输注腔和，或者，运动装置。

内镜治疗导管

技术领域

本发明申请涉及一种能够在人和，或者，动物组织和，或者，体腔，和，或者，肿瘤组织，和，或者，体内病理积液中用于输注药物与营养素并同时吸出生物物质的导管。

背景技术

在临床或者临床前的场合有许多种导管用于液体输注和吸出。

传统地，插入生物物质的导管末端称为“远端”，保留在外面的末端称为“近端”。

大多数现有的导管有单一的腔-管，用户-医生，护士，科学工作者或者实验室人员可以通过该腔-管选择输注或者吸出液体。

例如，在一个临床场合，普通静脉导管或者吸出血样-通常在其插入血管后立刻进行-或者输注药物溶液和，或者，营养素溶液-通常进行多个小时或者多天。

这些导管可以输注或者吸出大量液体，但是他们不能同时做这件事以使药物和营养素与病理积液恒定交换。

即在输注阶段过程中，组织体积增加，这是危险的或者在某种情况下甚至是致命的（例如在已经患有大脑浮肿的情况下）。

也有具备多个腔-管的导管，可以同时进行输注和吸出液体。

例如，在将微量透析导管引入人或者动物组织之后，来自连接到微量透析导管近端末梢的泵的液体溶液对微量透析导管持续灌注。该导管由二个远端末梢处被膜覆盖的同心腔-管组成。通常中心腔-管是输出管，而外围腔-管是导管的输入部分。部分灌注的液体通过在导管末端的膜输注到组织，并且细胞外组织液通过同样的膜和输出腔-管吸出。

微量透析导管和类似于他们的导管虽然用于组织监测，但以上所

述描述的同时输注和吸出是以微升流速发生的。我们需要更大的液体交换速率用于治疗。

另外，用于生物液体的各种现有导管共同的问题是堵塞，该堵塞是由于进入到这些导管腔的吸出末梢之内的生物物质的栓塞，或者有机物质（主要是蛋白质）覆盖他们的液体交换膜（类似微量透析导管的膜）造成的。

发明内容

本发明提出的内镜治疗导管在宽泛的流速范围里，甚至大量的液体，同时输注和吸出，而没有任何的堵塞问题。

它由二个同心的腔-管组成，这二个同心的腔-管的近端末梢处正确连接到输注和吸出装置，并且在他们的远端末梢处覆盖着过滤器或者膜或者或者格栅或者网罩，其容纳流体动力移动装置用于同时输注和吸出。

输注腔-管适当地连接到灌注导管周围空间的装置，同时以其运动来驱动通过另一个管进行的吸出。

内镜治疗导管利用循环流体的剪切力来去除任何阻塞导管远端末梢的生物物质。

附图表示内镜治疗导管的多个可能变形中的二个。

附图中的数字和字母表示：

- 1) 吸出外腔-管
- 2) 输注内腔-管
- 3) 运动-旋转装置
- 4) 液体交换面
- 5) 用于定子的运动-旋转装置的端口-外壳
- 6) 定子
- 7) 定子与运动-旋转装置之间的中间空间
- 8) 运动-旋转装置的端口-开口
- 9) 运动-旋转装置的末梢
- 10) 用于运动-旋转装置的末梢的外壳

11) 内腔-管的行程限制器

12) 中心支座

13) 定子的通孔-开口

14) 输注装置

15) 吸出装置和, 或者, 收集容器和, 或者, 分析装置

16) 导管分叉点

17) 运动-旋转装置的近端面

A) 运动-旋转装置的运动-旋转方向

B) 输注液体的方向

C) 吸出液体的方向

具体实施方式

内镜治疗导管有输注内腔-管(2)和吸出外腔-管(1)。

液体由输注装置(14)或者任何相对于导管末梢周围的组织压力而言具有正压的液体容器供应, 返回的液体由负压泵或者任何相对于导管末梢周围的组织压力而言具有负压的液体容器收集。

内镜治疗导管具有分叉点部分(16), 以便将两个相反的液流分开进入两个不同的腔-管, 如图1所示。

外腔-管的远端容纳有一个交换面(4), 其可以是过滤器或者膜或者格栅或者网罩。

液体, 可以从蒸馏水到具有药物的营养素溶液的不同类型, 按照箭头B的方向通过内腔-管(2)供应, 到达导管的远端, 在那里输注的液体与包含在周围组织的细胞外液内的物质之间发生物质交换; 液体按照箭头C的方向返回到吸出装置和, 或者, 收集容器和, 或者, 测量系统(15)。

为了除去在交换面上聚集的、并因此阻塞导管的有机物质, 一源自内腔-管(2)的流体射流, 通过运动-旋转装置的端口(8)朝着液体交换面的内壁(4)扩散, 如图2、4所示。

该喷射推动运动-旋转装置(3)按照箭头A的方向旋转。

图2、3和4描绘了同样原理的多种可能的变形中的两个。在第一

个变形中,如图2、3中所示,运动-旋转装置具有中空的扭曲板形状,而在第二个变形中,如图4所示,运动-旋转装置类似双螺旋链。

如图3所示,运动-旋转装置(3)具有用于液体供应进口的端口(5),该端口也用于定子(6)的套,定子是内腔-管(2)的远端。

沿圆周地并在定子的末端,通过孔-开口(13),定子(6)可以保持允许液体从内腔-管(2)排出到定子与运动-旋转装置之间的中间空间(7)。由于该定子的(6)外径稍微小于运动-旋转装置的端口(5)的直径从而产生了该中间空间,并且由于它遵循滑动轴承原理,其用于物质传递子空间和摩擦消除器。

运动-旋转装置(3)可以是螺线形状的并且具有端口-开口(8),从而能够从定子与运动-旋转装置(7)之间的中间空间获取液体,并对其重定向为抵靠交换面侧壁(4),该方向具有一除半径方向之外的方向角,以便获得一转动的推进力,如图2、4所示。

该角度的选取是基于装置(3)的转动频率与在交换面侧壁上的剪切应力之间的权衡来选择的。

即,选择更合适的径向偏离角度将导致每一给定时间内更少的旋转但是具有更高的剪切应力,而选择更合适的沿圆周方向偏离角度将导致每一给定时间内更多的旋转但是更低的剪切应力。

因此,运动-旋转装置(3)不仅去除阻塞交换面(4)的有机残余物,而且也引起它自身的运动-旋转。

如图2、4所示,运动-旋转装置(3)可以整体或者部分是具有旋转方向的螺线形状以使,由于该喷射-导致的旋转,它的近端面(17)推动附近的液体,促使该液体回到体外收集装备。

通过促使有机物质的移动,特别有利于防止通过过滤器或者膜或者格栅或者网罩交换的有机物质的淤塞。

如图2、4所示,运动-旋转装置的末梢(9)可以支承该装置使其位于外管(1)内的适当位置并同时允许相对运动-旋转。

为了简便,外管的下部可以有一凹座(10),以便容纳运动-旋转装置(3)的末梢(9)。

另外,行程限制器(11)可以设置在内管的适当位置,以保证在所有倾斜之下的运转。

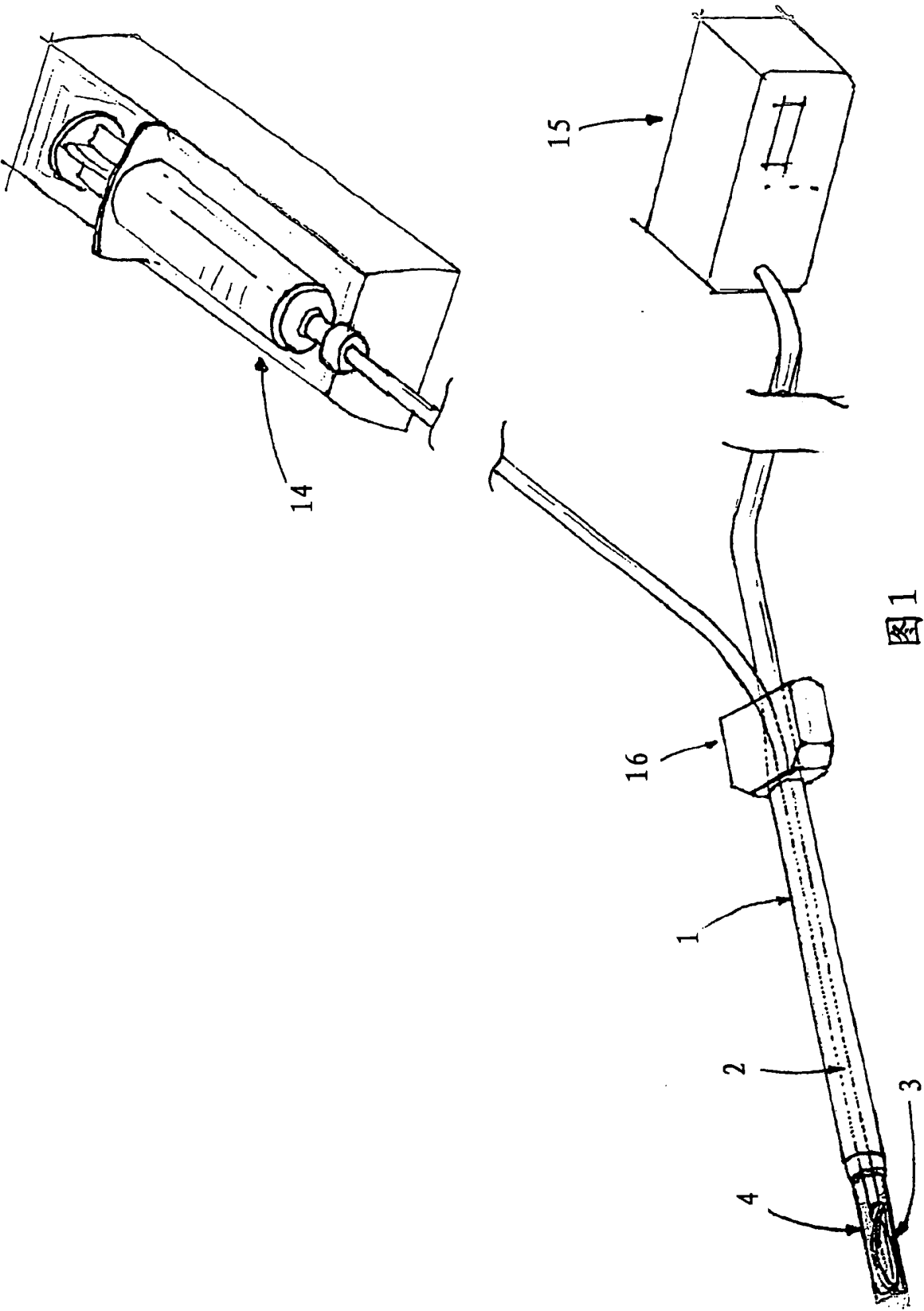
内管(2)可以与外管(1)中心同轴以保证在功能上均衡。为了实现该目的,一个或更多中心支座(12)安置在内管与外管之间,正好最接近运动-旋转装置(3)的程度。

导管可以是整体柔性的以便在所植入的组织相对于导管的相对稳定的退出点的任何运动过程中不存在阻力。但是远端必须相当地坚硬,以保证运动-旋转部分能正确运转。

因此,适当的选择材料,以在内管和外管的远端提供相对硬度,而有更多的适合材料可供选择用于导管的其他部分。

对特定的临床和实验室应用,整个的导管可以是刚性的。

导管的材料也可以与现有的临床和实验室导管的规格和规范一致,包括生物兼容性问题等等。



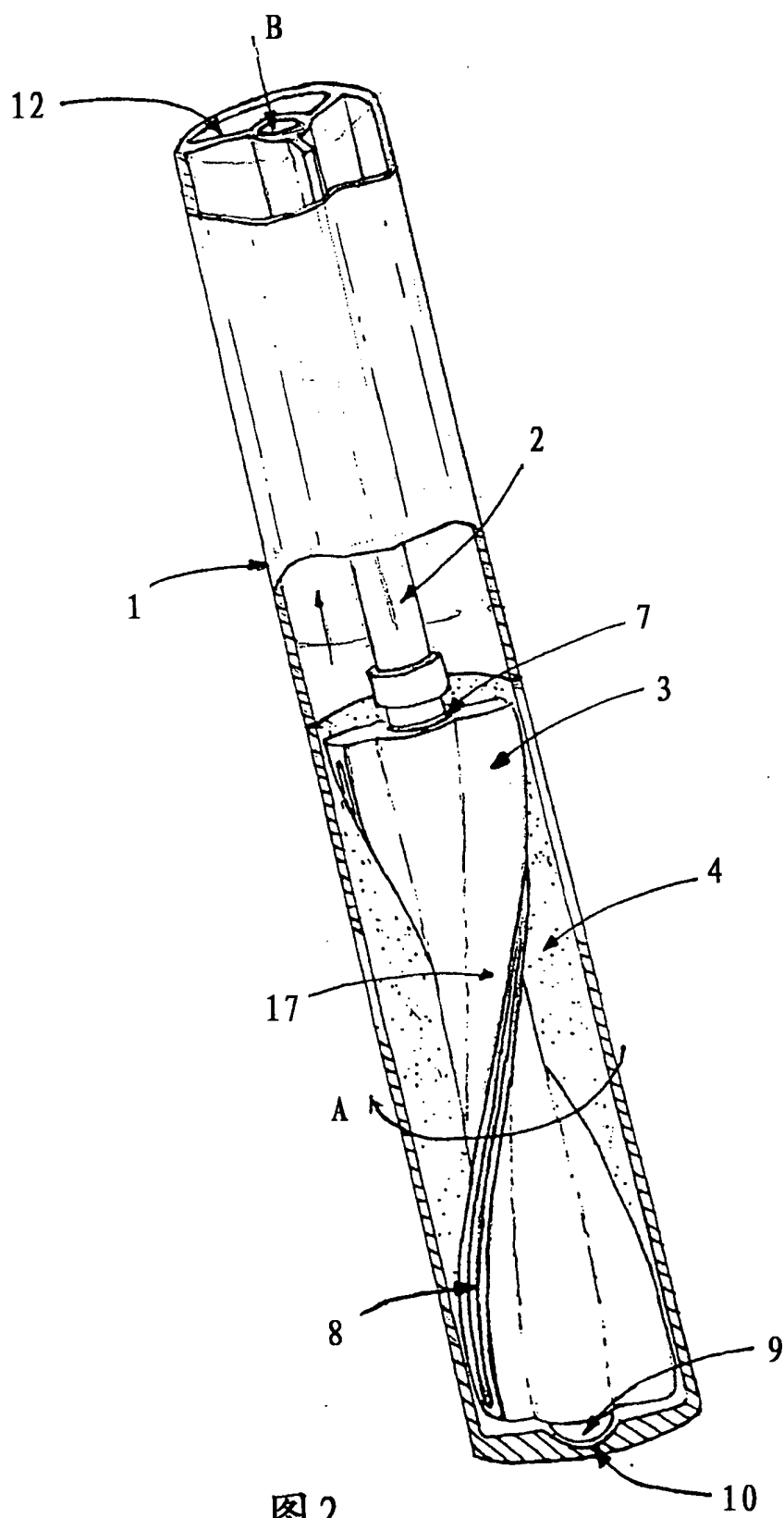


图2

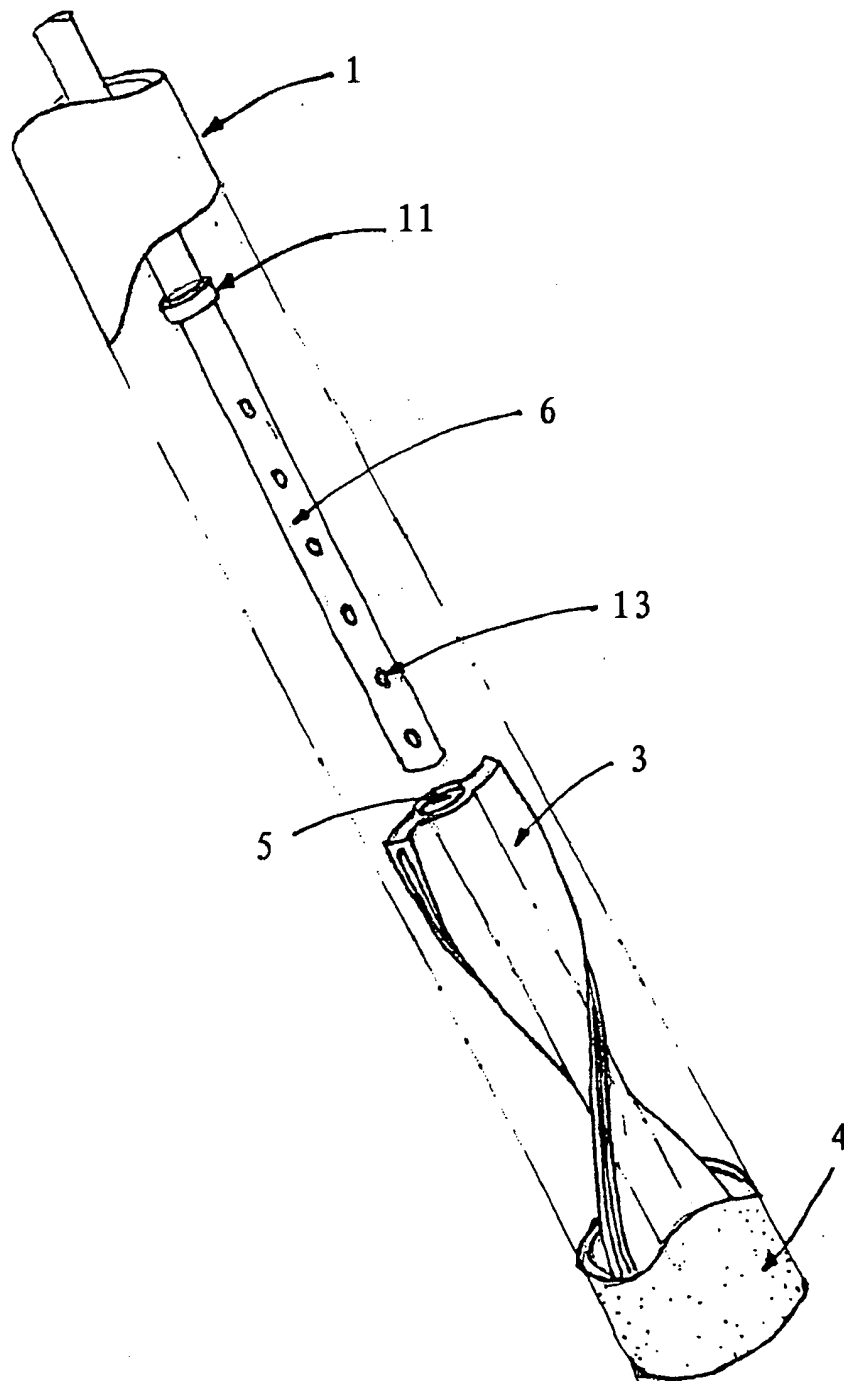


图3

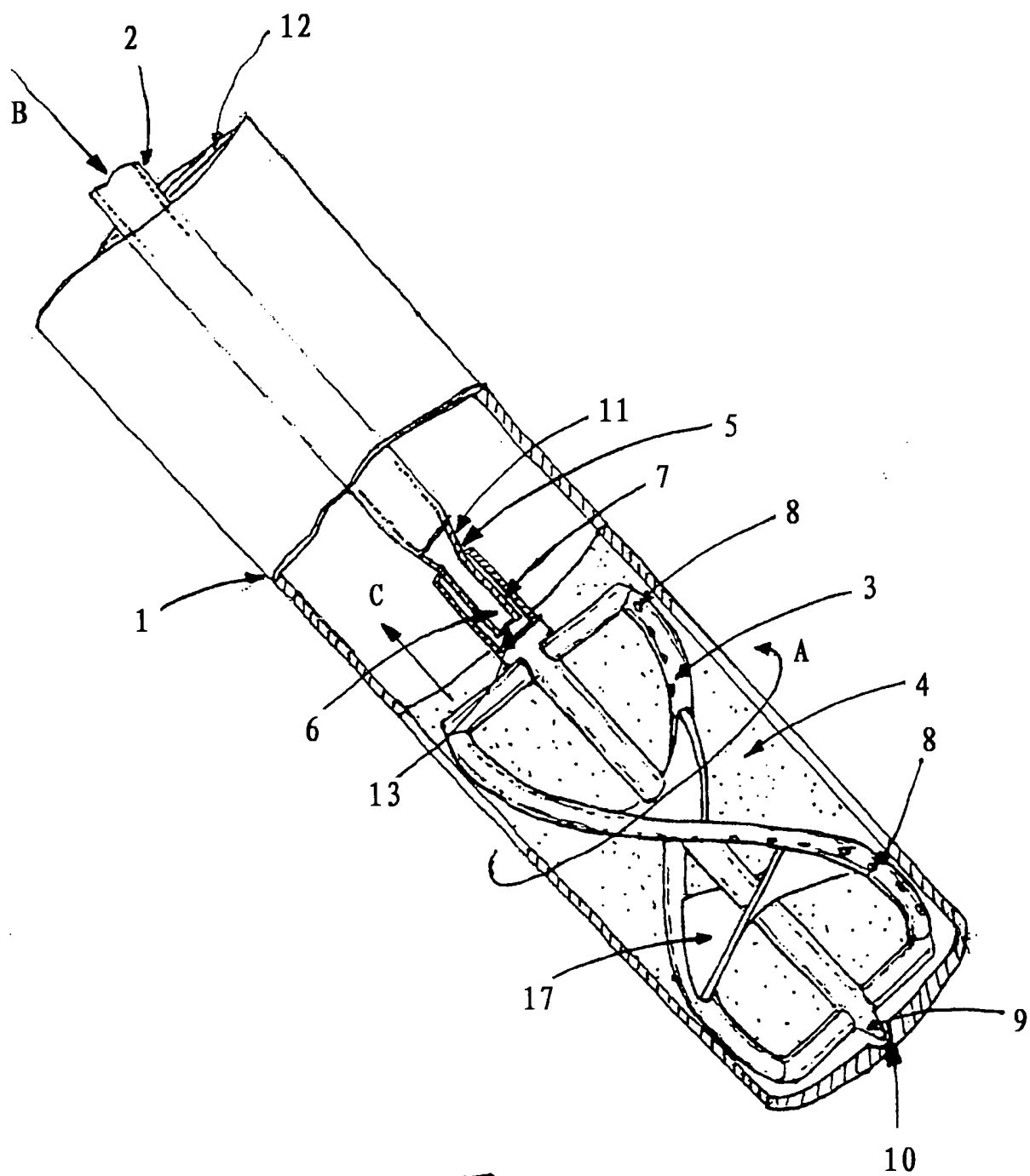


图4

1、用于临床或者，和，临床前的，或者，和，实验室使用的内镜治疗导管，其可以同时输注和吸出液体，所述导管由输注腔-管（2）和吸出腔-管（1）和在所述导管远端的过滤器或者膜或者格栅或者网罩组成，所述输注腔-管（2）的近端连接到用于在正压之下进行输注的泵或者瓶子或者任何容纳液体的装置（14），所述正压是相对于导管远端处的压力而言，所述吸出腔-管（1）的近端连接到在负压之下的泵或者瓶子或者任何收集液体的装置（15），所述负压是相对于在导管远端处的压力而言，通过所述过滤器或者膜或者格栅或者网罩产生输注和吸出，其中，所述改进包括在过滤器或者膜或者格栅或者网罩内的流体动力运动装置（3），所述流体动力运动装置（3）引导输注的液体通过所述过滤器或者膜或者格栅或者网罩的表面到所述导管周围的空间，因此阻止生物物质沉淀和随之而来的导管远端末梢的堵塞，同时由于所述流体动力运动装置的运动，该流体动力运动装置帮助导管周围液体的吸出。

2、根据权利要求1所述的内镜治疗导管，其特征在于一个螺旋线形状的流体动力运动装置（3）和它的远端。

3、根据权利要求1和2所述的内镜治疗导管，其特征在于在其远端有一个旋转运动的流体动力运动装置（3）。

4、根据权利要求1、2和3所述的内镜治疗导管，其特征在于在其远端有一个电动机械地，或者机械地，运动输注腔和，或者，运动装置（3）。