



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110612138 A

(43)申请公布日 2019.12.24

(21)申请号 201880030558.0

(22)申请日 2018.04.26

(30)优先权数据

2017901531 2017.04.27 AU

2018900500 2018.02.16 AU

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.11.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/AU2018/050380 2018.04.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/195598 EN 2018.11.01

(71)申请人 内基因有限公司

地址 澳大利亚维多利亚

(72)发明人 A·斯威策 M·索托里恩

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王永建

(51)Int.Cl.

A61M 25/01(2006.01)

A61M 25/085(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

F16L 55/38(2006.01)

F16L 55/36(2006.01)

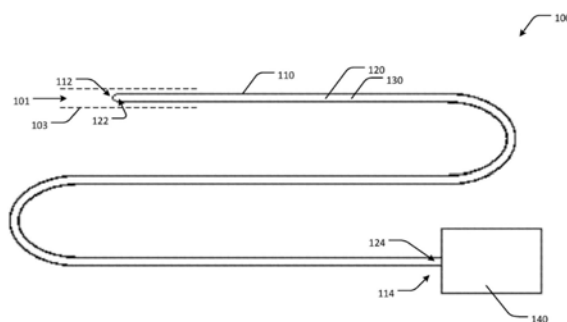
权利要求书4页 说明书18页 附图18页

(54)发明名称

用于仪器推进的方法和装置

(57)摘要

实施方案总体上涉及用于使仪器沿通路前进的推进管单元和推进装置,以及相关的使用。例如,所述仪器可以包括医疗用途(诸如内窥镜检查)或工业用途(诸如采矿)的工具、传感器、探针和/或监视设备。在一些实施方案中,所述推进装置可以包括界定被配置为容纳液体的通道的细长管和与所述通道连通的压力致动器。所述压力致动器可以被配置为选择性地调节所述通道中的所述液体的压力以交替地:降低所述压力以在所述液体中引起空化并形成气泡;并且增加所述压力以使一些或所有所述气泡塌陷回所述液体中,从而朝向所述管的所述第一端部加速所述液体的至少一部分并且将动量传递到所述管以使所述管沿所述通路前进。



1. 一种用于使仪器沿通路前进的推进装置,所述推进装置包括:

细长管,其包括第一端部和与所述第一端部相对的第二端部,所述管界定被配置为容纳液体的通道,所述通道的第一端部在所述管的所述第一端部处或附近封闭,并且所述通道的第二端部由所述管的所述第二端部界定;以及

压力致动器,其与所述通道的所述第二端部连通,并且被配置为选择性地调节所述通道中的所述液体的压力以交替地:

降低所述压力以在所述液体中引起空化并形成气泡;以及

增加所述压力以使一些或所有所述气泡塌陷回所述液体中,从而朝向所述管的所述第一端部加速所述液体的至少一部分并将动量传递到所述管以使所述管沿所述通路前进。

2. 根据权利要求1所述的推进装置,其还包括一个或多个机构,所述一个或多个机构被配置为当所述压力降低时促进所述通道的一个或多个区域中的空化,其中所述一个或多个区域沿所述通道的长度的至少一部分延伸。

3. 根据权利要求2所述的推进装置,其中所述一个或多个机构被配置为促进沿所述通道的所述长度的至少一部分间隔开的多个区域中的空化。

4. 根据权利要求3所述的推进装置,其中所述一个或多个机构包括所述通道的内表面上的表面变化。

5. 根据权利要求4所述的推进装置,其中所述表面变化包括涂层。

6. 根据权利要求5所述的推进装置,其中所述涂层包括疏水材料。

7. 根据权利要求5或6所述的推进装置,其中所述涂层包括催化材料。

8. 根据权利要求5所述的推进装置,其中所述涂层包括选自以下各项的一个或多个涂层:十八烷基三氯硅烷、硅烷化合物、聚氯代对二甲苯、含氟聚合物、PTFE (Teflon™)、氧化锰聚苯乙烯(MnO₂/PS)、纳米复合氧化锌聚苯乙烯(ZnO/PS)、纳米复合沉淀碳酸钙、氟化丙烯酸酯低聚物、聚氨酯、丙烯酸、聚乙烯吡咯烷酮(PVP)、聚环氧乙烷、甲基丙烯酸羟乙酯与丙烯酰胺的组合。

9. 根据权利要求5至8中任一项所述的推进装置,其中所述表面变化包括地形变化。

10. 根据权利要求9所述的推进装置,其中所述地形变化包括划痕或凹痕表面。

11. 根据权利要求9或10所述的推进装置,其中所述地形变化界定多个V形通道。

12. 根据权利要求11所述的推进装置,其中所述V形通道的特征角度在约10°至90°的范围内。

13. 根据权利要求11或12所述的推进装置,其中所述V形通道的平均宽度在约1μm至10μm的范围内。

14. 根据权利要求9至13中任一项所述的推进装置,其中所述地形变化界定多个锥形凹坑。

15. 根据权利要求14所述的推进装置,其中所述锥形凹坑的特征角度在约10°至90°的范围内。

16. 根据权利要求14或15所述的推进装置,其中所述锥形凹坑的平均宽度在约1μm至10μm的范围内。

17. 根据权利要求9至16中任一项所述的推进装置,其中所述地形变化界定多个突起。

18. 根据权利要求17所述的推进装置,其中所述突起的平均高度在约0.1μm至1mm的范

围内。

19. 根据权利要求17或18所述的推进装置,其中所述突起的平均宽度在约 $0.1\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 的范围内。

20. 根据权利要求17至19中任一项所述的推进装置,其中相邻突起之间的平均距离在约 $0.1\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 的范围内。

21. 根据权利要求9至20中任一项所述的推进装置,其中所述地形变化具有在约 $0.1\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 的范围内的表面粗糙度。

23. 根据权利要求9至21中任一项所述的推进装置,其中所述地形变化界定多孔表面。

24. 根据权利要求23所述的推进装置,其中所述多孔表面的平均孔径在约 10nm 至 $200\mu\text{m}$ 的范围内。

25. 根据权利要求2至24中任一项所述的推进装置,其中所述一个或多个机构包括沿所述通道的所述长度的所述管的壁的热导率的变化。

26. 根据权利要求25所述的推进装置,其中所述壁的所述热导率沿所述通道的所述长度在约 $0.25\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 至 $240\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 的范围内变化。

27. 根据权利要求2至26中任一项所述的推进装置,其中所述一个或多个机构包括一个或多个声学换能器。

28. 根据权利要求27所述的推进装置,其中所述声学换能器中的一个或多个设置在所述管的壁内。

29. 根据权利要求27或28所述的推进装置,其中所述声学换能器中的一个或多个设置在所述管的壁的外部。

30. 根据权利要求27至29中任一项所述的推进装置,其中所述声学换能器的操作频率在约 1kHz 至 100kHz 的范围内。

31. 根据权利要求27至30中任一项所述的推进装置,其中与所述声学换能器引导至所述通道的内腔的声波作用能量相关联的功率在约 10mW 至 100mW 的范围内。

32. 根据权利要求1至31中任一项所述的推进装置,其中所述装置被配置用于使医疗仪器沿患者体内的内腔前进。

33. 根据权利要求1至32中任一项所述的推进装置,其中所述通道是从所述管的所述第一端部延伸到所述管的所述第二端部的连续封闭通道。

34. 根据权利要求1至33中任一项所述的推进装置,其中所述管被加强以防止由于内部压力变化而膨胀或收缩。

35. 根据权利要求1至34中任一项所述的推进装置,其中所述管由适于灭菌的材料形成。

36. 根据权利要求1至35中任一项所述的推进装置,其还包括多个并排延伸的根据权利要求1至31中任一项所述的所述管。

37. 根据权利要求1至36中任一项所述的推进装置,其中所述压力致动器包括界定密封腔室的柔性薄膜和驱动机构,所述驱动机构被配置为使所述柔性薄膜变形以选择性地调节所述通道中的所述液体的所述压力。

38. 根据权利要求1至36中任一项所述的推进装置,其中所述压力致动器包括:

活塞组件,其包括设置在所述活塞组件的孔内的可移动活塞;以及

驱动机构,其被配置为驱动所述活塞组件的所述活塞以选择性地调节所述通道中的所述液体的所述压力。

39.根据权利要求38所述的推进装置,其中所述活塞组件连接到所述管以形成容纳所述液体的密封管单元,并且

其中所述活塞组件能够可移除地耦接到所述驱动机构。

40.一种推进管单元,其包括:

一个或多个根据权利要求1至36中任一项所述的管;以及

连接到所述管的所述第二端部的活塞组件,所述活塞组件包括:

主体,其界定与所述一个或多个管中的每一个的所述通道成流体连通的孔;以及

可移动活塞,其设置在所述孔内并且被配置为抵靠着所述孔的内表面密封。

41.根据权利要求40所述的推进管单元,其中所述活塞组件和所述一个或多个管协作以界定容纳选定质量的液体和选定质量的气体的密封容器。

42.一种推进管单元,其包括:

根据权利要求1至36中任一项所述的管中的一个;以及

可移动活塞,其设置在所述通道内位于所述管的所述第二端部处或附近并且被配置为抵靠着所述通道的内表面密封。

43.根据权利要求42所述的推进管单元,其中所述活塞和所述管协作以界定容纳选定质量的液体和选定质量的气体的密封容器。

44.一种推进管单元,其包括:

细长管,其包括第一端部和与所述第一端部相对的第二端部,所述管界定被配置为容纳液体的通道,所述通道的第一端部在所述管的所述第一端部处或附近封闭,并且所述通道的第二端部由所述管的所述第二端部界定;以及

连接到所述管的所述第二端部的活塞组件,所述活塞组件包括:

主体,其界定与所述管的所述通道成流体连通的孔;以及

可移动活塞,其设置在所述孔内并且被配置为抵靠着所述孔的内表面密封,

其中所述活塞组件和所述管协作以界定容纳选定质量的液体和选定质量的气体的密封容器。

45.根据权利要求44所述的推进管单元,其中所述活塞组件被配置用于与致动器协作以实现所述活塞的移动,从而选择性地调节所述通道中的所述液体的压力以交替地:

降低所述压力以在所述液体中引起空化并形成气泡;以及

增加所述压力以使一些或所有所述气泡塌陷回所述液体中,从而朝向所述管的所述第一端部加速所述液体的至少一部分并将动量传递到所述管以使所述管沿所述通路前进。

46.根据权利要求44或45所述的推进管单元,其还包括一个或多个机构,所述一个或多个机构被配置为当所述压力降低时促进沿所述通道的长度的至少一部分间隔开的多个区域中的空化。

47.根据权利要求44至46中任一项所述的推进管单元,其中所述管界定多个通道,每个通道被配置为容纳液体,每个通道的第一端部在所述管的所述第一端部处或附近封闭并且每个通道的第二端部由所述管的所述第二端部界定,并且

其中所述多个通道都彼此成流体连通并且与所述活塞组件的所述孔成流体连通。

48. 一种驱动控制台, 其包括:

界定插口的壳体, 所述插口被配置为接纳并接合根据权利要求40至47中任一项所述的推进管单元;

致动器, 其被配置为接合所述活塞; 以及

控制器, 其被配置为操作所述致动器以移动所述活塞, 从而选择性地调节所述管的所述通道内的压力。

49. 一种使仪器沿通路前进的方法, 所述方法包括选择性地调节连接到所述仪器的管内的液体的压力以连续地在所述液体中引起气泡的空化并随后使所述气泡塌陷回所述液体中以加速所述管内的所述液体, 将动量从所述液体传递到所述管, 并且使所述管沿所述通路前进。

50. 本文公开的或本申请说明书中单独或共同指示的步骤、过程、子过程、特征、整数、结构、部件、子部件、系统、子系统、元件、组合物和/或化合物, 以及所述步骤、过程、子过程、特征、整数、结构、部件、子部件、系统、子系统、元件、组合物和/或化合物中的两者或更多者的任何和所有组合。

用于仪器推进的方法和设备

技术领域

[0001] 实施方案总体上涉及用于使仪器沿通路前进的推进管单元和推进装置以及相关的使用方法。例如,仪器可以包括医疗用途(诸如内窥镜检查)或工业用途(诸如采矿)的工具、传感器、探针和/或监视设备。所描述的实施方案还可以适用于其它领域中使仪器沿通路前进的应用。

背景技术

[0002] 有许多现有的方法和设备用于使仪器沿通路前进,包括在采矿和医学中的应用,诸如内窥镜检查。使常规内窥镜设备沿患者的管道或内腔前进存在许多困难,并且这些困难可能带来对患者造成损害的相关联风险。

[0003] 期望解决或改善与用于使仪器沿通路前进的现有推进装置相关联的一个或多个缺点或不足,或者至少提供有用的替代方案。

[0004] 对已经包括在本说明书中的文献、动作、材料、装置、物品等的任何论述均不应被视为承认任何或所有这些事项因为在本申请的每项权利要求的优先权日期之前已经存在而形成现有技术基础的一部分或者作为与本公开相关的领域中的公知常识。

[0005] 贯穿本说明书,词语“包括”或诸如“包含”等变型将被理解为暗示包括所陈述的元件、整数或步骤或者元件、整数或步骤群组,但不排除任何其它元件、整数或步骤或者元件、整数或步骤群组。

发明内容

[0006] 一些实施方案涉及一种用于使仪器沿通路前进的推进装置,所述推进装置包括:

[0007] 细长管,其包括第一端部和与第一端部相对的第二端部,所述管界定被配置为容纳液体的通道,所述通道的第一端部在所述管的第一端部处或附近封闭,并且所述通道的第二端部由所述管的第二端部界定;以及

[0008] 压力致动器,其与所述通道的第二端部连通,并且被配置为选择性地调节所述通道中的液体的压力以交替地:

[0009] 降低所述压力以在所述液体中引起空化并形成气泡;以及

[0010] 增加所述压力以使一些或所有气泡塌陷回所述液体中,从而朝向所述管的第一端部加速液体的至少一部分并将动量传递到所述管以使所述管沿所述通路前进。

[0011] 一些实施方案涉及一种推进管单元,其包括:

[0012] 细长管,其包括第一端部和与第一端部相对的第二端部,所述管界定被配置为容纳液体的通道,所述通道的第一端部在所述管的第一端部处或附近封闭,并且所述通道的第二端部由所述管的第二端部界定;以及

[0013] 连接到所述管的第二端部的活塞组件,所述活塞组件包括:

[0014] 主体,其界定与所述管的通道成流体连通的孔;以及

[0015] 可移动活塞,其设置在所述孔内并且被配置为抵靠着所述孔的内表面密封,

[0016] 其中所述活塞组件和所述管协作以界定容纳选定质量的液体和选定质量的气体的密封容器。

[0017] 活塞组件可以被配置用于与致动器协作以实现所述活塞的移动,从而选择性地调节所述通道中的液体的压力以交替地:降低所述压力以在所述液体中引起空化并形成气泡;以及增加所述压力以使一些或所有气泡塌陷回所述液体中,从而朝向所述管的第一端部加速液体的至少一部分并将动量传递到所述管以使所述管沿所述通路前进。

[0018] 在一些实施方案中,所述推进装置或推进管单元可以包括一个或多个机构,所述机构被配置为当压力降低时促进通道的一个或多个区域中的空化,其中所述一个或多个区域沿所述通道的长度的至少一部分延伸。所述一个或多个机构可以被配置为促进沿所述通道的长度的至少一部分间隔开的多个区域中的空化。所述一个或多个机构可以包括所述通道的内表面上的表面变化。

[0019] 所述表面变化可以包括涂层。涂层可以包括疏水材料。涂层可以包括催化材料。涂层可以包括选自以下各项的一个或多个涂层:十八烷基三氯硅烷、硅烷化合物、聚氯代对二甲苯、氟共聚物、PTFE (Teflon™)、氧化锰聚苯乙烯 (MnO₂/PS)、纳米复合氧化锌聚苯乙烯 (ZnO/PS)、纳米复合沉淀碳酸钙、氟化丙烯酸酯低聚物、聚氨酯、丙烯酸、聚乙烯吡咯烷酮 (PVP)、聚环氧乙烷、甲基丙烯酸羟乙酯与丙烯酰胺的组合或者其它疏水化合物。

[0020] 表面变化可以包括地形变化。地形变化可以具有在(例如)约0.1μm至500μm、约0.5μm至100μm或约1μm至10μm的范围内的表面粗糙度。

[0021] 地形变化可以包括划痕或凹痕表面。地形变化可以界定多个V形通道。V形通道的特征角度可以在(例如)约10°至90°、约30°至60°或约40°至50°的范围内。V形通道的平均宽度可以在(例如)约1μm至10μm或约2μm至4μm的范围内。

[0022] 地形变化可以界定多个锥形凹坑。锥形凹坑的特征角度可以在(例如)约10°至90°、约30°至60°或约40°至50°的范围内。锥形凹坑的平均宽度可以在(例如)约1μm至10μm或约2μm至4μm的范围内。

[0023] 地形变化可以界定多个突起。突起的平均高度可以在(例如)约0.1μm至1mm、约1μm至500μm或约10μm至100μm的范围内。突起的平均宽度可以在(例如)约0.1μm至500μm、约0.5μm至100μm或约1μm至10μm的范围内。相邻突起之间的平均距离可以在(例如)约0.1μm至500μm、约0.5μm至100μm或约1μm至10μm的范围内。

[0024] 在一些实施方案中,例如,突起可以包括纳米线或中空纳米管,所述纳米线或中空纳米管可以由诸如碳或硅等材料形成。

[0025] 对于纳米线,例如,突起的宽度可以在约10nm至500nm、约20nm至300nm或约100nm至200nm的范围内;突起835的长度或高度可以在约0.1μm至100μm、约1μm至50μm或约10μm至20μm的范围内;并且突起之间的平均间距可以在约10nm至10μm、约10nm至100nm或约100nm至1μm的范围内。

[0026] 对于纳米管,例如,突起的宽度可以在约10nm至100nm、约10nm至50nm或约20nm至40nm的范围内;突起的长度或高度可以在约1μm至50μm、约5μm至30μm或约10μm至20μm的范围内;突起的孔径(或内径)可以在约1μm至40μm、约5μm至30μm或约10μm至20μm的范围内;并且突起之间的平均间距可以在约10nm至10μm、约10nm至100nm或约100nm至1μm的范围内。

[0027] 地形变化可以界定多孔表面。多孔表面可以包括(例如)泡沫、烧结材料或其它多

孔材料。多孔表面的平均孔径可以在(例如)约10nm至200 μm 、约20nm至250nm、约50nm至150nm、约10 μm 至约200 μm 或约50 μm 至约100 μm 的范围内。多孔表面可以包括一层多孔材料。多孔层的厚度可以在(例如)约10 μm 至1mm或约50 μm 至100 μm 的范围内。

[0028] 所述一个或多个机构可以包括管的壁沿通道的长度的热导率的变化。壁的热导率可以沿通道的长度在约0.25Wm⁻¹K⁻¹至240Wm⁻¹K⁻¹的范围内变化。

[0029] 所述一个或多个机构可以包括一个或多个声学换能器。所述声学换能器中的一个或多个可以设置在管的壁内。所述声学换能器中的一个或多个可以设置在管壁的外部。声学换能器的操作频率可以在约1kHz至100kHz的范围内。与由声学换能器导向通道内腔的声波作用能量相关联的功率可以在约10mW至100mW的范围内。

[0030] 在一些实施方案中,推进装置可以被配置用于使医疗仪器沿患者体内的内腔前进。

[0031] 在一些实施方案中,所述通道可以是管的第一端部延伸到管的第二端部的连续封闭通道。管可以被加强以防止由于内部压力变化而膨胀或收缩。管可以由适合灭菌的材料形成。

[0032] 在一些实施方案中,推进装置可以包括多个并排延伸的根据所述实施方案中任一项的管。

[0033] 在一些实施方案中,压力致动器可以包括界定密封腔室的柔性薄膜和驱动机构,所述驱动机构被配置为使柔性薄膜变形以选择性地调节通道中的液体的压力。

[0034] 在一些实施方案中,压力致动器可以包括活塞组件,其包括设置在活塞组件的孔内的可移动活塞;以及驱动机构,其被配置为驱动活塞组件的活塞以选择性地调节通道中的液体的压力。活塞组件可以连接到管以形成容纳液体的密封管单元,并且活塞组件可以可移除地耦接到驱动机构。

[0035] 一些实施方案涉及一种推进管单元,其包括一个或多个根据所述实施方案中任一项的管;以及

[0036] 连接到管的第二端部的活塞组件,所述活塞组件包括:

[0037] 主体,其界定与所述一个或多个管中的每一个的通道成流体连通的孔;以及

[0038] 可移动活塞,其设置在孔内并且被配置为抵靠着孔的内表面密封。

[0039] 一些实施方案涉及一种推进管单元,其包括:一个根据所述实施方案中任一项的管;以及

[0040] 可移动活塞,其设置在通道内位于管的第二端部处或附近并且被配置为抵靠着通道的内表面密封。

[0041] 在一些实施方案中,活塞组件和一个或多个管可以协作以界定容纳选定质量的液体和选定质量的气体的密封容器。选定质量的液体和气体可以针对管的特定长度和直径进行选择。在操作期间,液体和气体可以被保持在不明显高于典型通道压力的预定压力下。

[0042] 一些实施方案涉及一种驱动控制台,其包括:

[0043] 界定插口的壳体,所述插口被配置为接纳并接合根据所述实施方案中任一项的推进管单元;

[0044] 致动器,其被配置为接合活塞;以及

[0045] 控制器,其被配置为操作致动器以移动活塞,从而选择性地调节管的通道内的压

力。

[0046] 一些实施方案涉及一种使仪器沿通路前进的方法,所述方法包括选择性地调节连接到仪器的管内的液体的压力以连续地在液体中引起气泡的空化并且随后使气泡塌陷回液体中,以加速管内的液体,将动量从液体传递到管,并使管沿通路前进。

附图说明

[0047] 现在将相对于附图详细描述示例性实施方案,在附图中:

[0048] 图1是根据一些实施方案的推进装置的示意图;

[0049] 图2A至图2F是根据一些实施方案的推进装置的管的一部分的一系列纵向截面,示出了容纳在管内的液体中的气泡成核和空化并且随后气泡塌陷回液体中的循环;

[0050] 图3A至图3G是根据一些实施方案的推进装置的管的一部分的一系列纵向截面,示出了容纳在管内的液体中的气泡成核和空化并且随后气泡塌陷回液体中的循环;

[0051] 图4是根据一些实施方案的推进装置的管的一部分的纵向截面,示出了用于促进管内的某些区域中的气泡成核和/或聚结的机构;

[0052] 图5是根据一些实施方案的推进装置的管的一部分的纵向截面,示出了用于促进管内的某些区域中的气泡成核和/或聚结的机构;

[0053] 图6是根据一些实施方案的推进装置的管的一部分的纵向截面,示出了用于促进管内的某些区域中的气泡成核和/或聚结的机构;

[0054] 图7是根据一些实施方案的用于促进气泡成核的地形表面变化的图示;

[0055] 图8A至图8E示出了根据一些实施方案的用于促进气泡成核的不同类型突起的一系列图示;

[0056] 图9是根据一些实施方案的用于促进气泡成核的多孔表面的图示;

[0057] 图10A至图10C示出了根据一些实施方案的用于增强液体与管之间的动量传递的不同类型的大规模地形表面变化的一系列图示;

[0058] 图11示出了根据一些实施方案的示例性位移和速度分布图,其示出了压力致动器的活塞的移动;

[0059] 图12示出了根据一些实施方案的示例性压力循环,其示出了施加到管中的液体的压力;

[0060] 图13A和图13B示出了根据一些实施方案的具有多个管的两个装置的横截面,其示出了管的不同布置;

[0061] 图14示出了根据一些实施方案的具有可移除管和活塞组件的推进装置的一部分的示意图;

[0062] 图15示出了图14的推进装置的驱动控制台的前面板;

[0063] 图16示出了根据一些实施方案的包括图14的推进装置的内窥镜系统;以及

[0064] 图17示出了根据一些实施方案的具有替代的管单元的推进装置。

具体实施方式

[0065] 实施方案总体上涉及用于使仪器沿通路前进的推进装置以及相关使用的方法。例如,仪器可以包括医疗用途(诸如内窥镜检查)或工业用途(诸如采矿)的工具、传感器、探针

和/或监视设备。所描述的实施方案还可以适用于其它领域中使仪器沿通路前进的应用。

[0066] 参考图1,示出了根据一些实施方案的推进装置100。推进装置100包括:细长管110,其界定被配置为容纳液体130的内腔或通道120;以及压力致动器140,其被配置为选择性地调节通道120中的液体130的压力,诸如通过改变压力,任选地连续改变压力。

[0067] 通道120的第一或远端端部122在管110的第一或远端端部112处或附近封闭。在图1中,管110的远端端部112被示出为设置在通路103的通道或内腔101中。

[0068] 在一些实施方案中,管110可以被配置为插入并穿过生物管道,诸如患者的通路103的内腔101。此类生物管道的示例包括食管、胃、肠、结肠、小肠、大肠、十二指肠或胃肠系统的任何一个或多个通路。在一些实施方案中,管110可以被配置用于插入并穿过患者体内的另一个通路103,诸如血管、静脉或动脉。在一些实施方案中,管110可以被配置用于人类医疗应用或兽医应用。在一些实施方案中,例如,管110可以被配置用于工业应用,诸如用于管道、墙洞、电缆轨道、机械、采矿或井筒。

[0069] 在一些实施方案中,管110可以被配置为容纳在内窥镜的插入管内,并且插入管被配置为插入通路103,诸如患者体内的通路。这种布置的一个示例在图16中示出。推进装置100的管110可以容纳在插入管内的推进管通道(未示出)内。在一些实施方案中,推进管通道可以与插入管的外径同心或同轴,并且可以沿插入管的中心纵向轴线延伸。在一些实施方案中,推进管通道可以从插入管的中心轴线径向偏移。

[0070] 压力致动器140在与远端端部112相对的管110的第二或近端端部114处或附近与通道120的第二或近端端部124连通。通道120可以包括从管110的第一端部112延伸到管110的第二端部114的连续封闭通道。

[0071] 压力致动器140可以例如包括被配置为选择性地调节通道120中的液体130的压力的任何合适装置,诸如往复式活塞。在一些实施方案中,压力致动器140可以包括由受控制器(未示出)控制的马达(诸如线性马达)驱动的活塞。

[0072] 压力致动器140可以被配置为逐渐降低通道120内的压力以在液体130中引起空化并形成气泡,并且接着突然增加压力以将气泡压缩并塌陷回液体130中,从而朝管110的第一端部112加速液体130的至少一部分,使得动量从液体传递到管110以使管110沿通路前进。

[0073] 在一些实施方案中,当通道120处于初始或基础压力时,通道120内可以有一定体积的气体和液体130,并且可以控制压力致动器140以增加压力,从而将部分或全部气体压缩并溶解到液体130中。在一些实施方案中,通道120可以完全充满液体130,并且压力致动器140可以降低压力以引起气体从液体130中空化出来。在各种实施方案中,基础压力可以被设置为:处于大气压力或接近大气压力;明显高于大气压力;或者明显低于大气压力。

[0074] 压力致动器140可以被配置为在重复循环中调节压力以引起气泡从液体130中空化出来,并且随后将部分或全部气体压缩回液体130中。在各种应用中,通道120中的最大压力与通道120中的最小压力之间的差值可以在(例如)约10kPa至100MPa、约10kPa至100kPa、约100kPa至1MPa、约1MPa至约10MPa或约10MPa至约100MPa的范围内。在一些实施方案中,最大压力可以高于、低于或接近大气压力。在一些实施方案中,最小压力可以高于、低于或接近大气压力,但是与最大压力具有非零差值。

[0075] 例如,对于胃肠应用,通道压力可以为从低于大气压力100kPa到高于大气压力

1000kPa不等;对于心血管应用,通道压力可以为从低于大气压力20kPa到高于大气压力300kPa不等;对于工业应用,通道压力可以为从低于大气压力1000kPa到高于大气压力10000kPa不等。

[0076] 例如,通道120中的液体130可以包括以下任何一者或多者:纯液体、溶液、气体/液体溶液(即,气体溶解在液体中)、气体与液体的混合物、液体与固体颗粒的混合物(诸如悬浊液),以及两种或更多种可混溶或不混溶液体的混合物。在一些实施方案中,在大气压力下气体与液体的体积比可以在(例如)约0.1%至10%、约0.5%至5%或约1%至2%的范围内。

[0077] 例如,液体130可以包括任何合适的液体、气体、固体颗粒或溶液,诸如:水、乙醇、二氧化碳、氮气、空气、一氧化氮、氩气、盐、氯化钠、甲酸钾、酸、乙酸或偏钨酸锂。

[0078] 不同的液体可能适合不同的应用。例如,在医疗应用中,优选的液体可以是生物相容的、无毒的(或具有非常低的毒性)、无热原的、非炎性的、非高渗透性的、相对惰性的,并且适于在相对较低压力和与患者典型体温相似的温度下操作。例如,水、乙醇、二氧化碳、氮气、空气、一氧化氮、氩气。

[0079] 在不需要生物相容性的工业应用中,例如,具有较高密度的液体可能是优选的,诸如惰性无机化合物的水溶液。一种合适的高密度液体可以是具有高密度、低粘度和良好热稳定性的偏钨酸锂水溶液。

[0080] 在各种实施方案中,管110可以由不同材料形成,这取决于它们对于给定应用的适用性。例如,对于医疗应用,管110可以由无毒材料形成,所述无毒材料足够柔软以在患者体内的通路中绕拐角或转弯弯曲。

[0081] 可以用于在不同应用中形成管110的材料的一些示例包括:聚合物、塑料、聚乙烯、高密度聚乙烯、聚四氟乙烯、乙烯树脂、尼龙、橡胶、弹性体、树脂或包含浸渍有聚合物、弹性体或树脂的纺织品的复合材料。内部结构中含有空隙(泡沫)的聚合物也可以用于增加柔韧性,诸如挤出聚四氟乙烯(ePTFE)。这些材料的复合分层也可以用于增加强度、维持柔韧性并且抵抗内部压力或扭结。

[0082] 管110的壁118应当具有足以承受给定应用的预期压差范围的强度和厚度。在一些实施方案中,管110或管壁118可以被加强以减轻由于压力变化引起的管的膨胀和/或收缩。例如,可以使用任何合适的增强材料,诸如高强度纤维或超高分子量聚乙烯。

[0083] 参考图2A至图2F,示出根据一些实施方案的推进装置100的管110的部段,在一系列图中示出了空化过程。

[0084] 参考图2A,在初始或基础压力下,通道120可以基本上或完全充满液体130,在通道120内几乎没有或没有气体。(然而,在一些实施方案中,在基础压力下在通道中可能存在大量气体。)

[0085] 当通道120中的压力由压力致动器140逐渐降低时,气泡133可以开始在通道120内的液体130中形成,如图2B所示。气泡133可以包括先前溶解在液体130和/或蒸汽(即,液体130的气相)中的气体。气泡133可以通过液体130中的成核位点上的均匀成核或非均匀成核来形成,诸如悬浮在液体130中和/或位于管110的内表面126上的成核位点处的颗粒。

[0086] 随着压力进一步降低,气泡133可以在体积上增长以形成更大的气泡133c,如图2C所示,并且新的气泡133可以继续通过成核来形成。一些气泡133、133c可以聚结以形成甚至

更大的气泡133d,如图2D所示。

[0087] 在某些条件下,气泡133可以聚结以形成大气泡133e,其横跨通道120的内腔,如图2E所示。也就是说,横跨气泡133e可以在通道120的一个区域中占据通道120的整个内腔,使得液体130的不同部分被分隔在气泡133e的两侧上。可能期望促使或促进在通道120中形成此类横跨气泡133e,因为这可以通过在压力突然增加期间增加液体130的加速度并且因此增加赋予液体130的动能和传递给管110的动量来增强或增加推进效果。

[0088] 当压力增加时(即,在压缩期间),在远端方向上(即,朝通道120的第一或远端端部122)加速液体130,如图2F中由箭头201所指示。由于气泡133的相对较高可压缩性,其比液体130的相对较低可压缩性高几个数量级,所以允许液体130快速加速并压缩气泡133,如图2F所示。

[0089] 当气泡133被压缩时,它们经历压力和密度的突然增加,并且塌陷(即,溶解和/或凝聚)回液体130中,如图2A所示。气泡133溶解/塌陷到液体130中的速率可以通过增加气液界面的总表面积来增加。因此,可能期望促使或促进形成许多气泡133,并且优选地,形成许多横跨气泡133e。

[0090] 有多种方式可以增加形成横跨气泡133e的可能性,下面将讨论其中几种方式。例如,在一些实施方案中,液体130中可以包括一种或多种添加剂以增强气泡聚结。在一些实施方案中,通道120的内径可以被选择为相对较小,使得横跨内腔只需要相对较小的气泡体积。然而,当压力突然增加时,内腔的内径应当仍然足够大以允许液体130沿通道120流动(即,不受毛细管阻力过多限制)。在一些实施方案中,推进装置100可以包括彼此并排延伸的多个管110,并且每个管界定通道120。这可以允许每个通道120的内径相对较小,同时在管110内维持相对较高总质量的液体130。

[0091] 在一些实施方案中,可以在通道120的某些区域中增强、促使或促进空化、气泡成核和/或气泡聚结。

[0092] 在一些实施方案中,推进装置100可以包括一个或多个机构,所述机构被配置为当压力降低时在通道的一个或多个区域中促进空化、气泡成核和/或气泡聚结。所述一个或多个区域可以沿通道120的至少一部分长度延伸。例如,所述一个或多个机构可以被配置为在沿通道120的长度间隔开的多个区域中促进空化、气泡成核和/或气泡聚结。

[0093] 在一些实施方案中,促进空化所在的每个区域可以沿一部分通道长度延伸达通道120的内径的约10%与400%之间的距离,任选地约30%至300%之间的距离,任选地约50%至200%之间的距离。在一些实施方案中,促进空化所在的相邻区域之间的距离可以比通道120的内径大(例如)约2至50倍、约5至30倍或约10至20倍。

[0094] 参考图3A至图3G,示出根据一些实施方案的推进装置100的管110的部段,在一系列图中示出了空化过程。所述空化过程类似于相对于图2A至图2F所描述的空化过程;然而,图3A至图3G所示的管110还包括一个或多个机构330,所述机构330被配置为当压力降低时在通道120的一个或多个区域中促进空化、气泡成核和/或气泡聚结。

[0095] 参考图3A,在基础压力下,通道120可以基本上或完全充满液体130,在通道120内几乎没有或没有气体。

[0096] 当通道120中的压力由压力致动器140逐渐降低时,气泡133可以开始在通道120内的液体130中形成,如图3B所示。一些气泡133可以在整个液体130中随机形成;然而,气泡

133形成的可能性将在空化促进机构330的区域中较高。

[0097] 随着压力进一步降低,气泡133可以在体积上增长以形成更大的气泡133c,如图3C所示,并且新的气泡133可以继续通过成核来形成。一些气泡133、133c可以聚结以形成甚至更大的气泡133d,如图3D所示。

[0098] 气泡133可以聚结以形成跨腔气泡133e,其横跨通道120的内腔的整个直径,如图3E所示。由于形成更大数量或尺寸的气泡和/或增强的气泡聚结,更有可能在机构330的区域中形成跨腔气泡133e。

[0099] 当压力增加时,在远端方向上(即,朝向通道120的第一或远端端部122)加速液体130,如图3F中由箭头301所指示,并且气泡133被压缩并体积减小,如图3G所示。

[0100] 当气泡133被压缩时,它们经历压力和密度的突然增加,并且塌陷(即,溶解和/或凝聚)回液体130中,如图3A所示。

[0101] 机构330可以包括用于增强、促进、促使或增加空化、气泡成核和/或气泡聚结可能性的任何合适装置。

[0102] 参考图4,在一些实施方案中,所述一个或多个机构330可以包括管的壁118沿通道120的长度的热导率和/或热质量的变化。这种热导率和/或热质量的变化可以通过在沿通道120的长度的不同位置处包括壁部分430来实现,所述壁部分430包含比壁118的其余部分具有更高热导率和/或热质量的材料。例如,在一些实施方案中,壁118可以由挤出聚合物形成,并且金属颗粒可以浸渍在壁118的某些部分中以创建相对较高热质量和热导率的壁部分430。

[0103] 壁部分430与壁118的其余部分之间的热导率和/或热质量的差异可以导致与通道120的其余部分相比,在壁部分430的区域中空化和气泡成核的可能性更高。

[0104] 在一些实施方案中,壁118的热导率可以沿通道的长度在约 $0.25\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 至 $240\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 的范围内变化。在一些实施方案中,壁部分430的热导率可以比壁118的其余部分高至少10倍、至少100倍、至少500倍或至少1000倍。例如,在一些实施方案中,壁部分430的热导率可以在约 $100\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 至 $300\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 、约 $150\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 至 $250\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 或约 $200\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 的范围内,而壁118的其余部分的热导率可以在约 $0.1\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 至 $10\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 或约 $0.5\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 至 $1\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 的范围内。

[0105] 参考图5,在一些实施方案中,所述一个或多个机构330可以包括一个或多个声学换能器530。声学换能器530可以经由一根或多根电缆535连接到控制器,并且被配置为发射具有促进空化、气泡成核和/或气泡聚结的振幅和频率的声能。

[0106] 声学换能器530可以耦接耦接到管110的外表面或内表面,设置在管110的壁118外部,或者在一些实施方案中,可以设置或嵌入在管110的壁118内。在一些实施方案中,声学换能器530可以包括压电贴片换能器。

[0107] 声学换能器530的操作频率可以在(例如)约1kHz至100kHz或约10kHz至25kHz的范围内。声学换能器530的操作频率可以被选择为高于用于气体饱和系数接近1(即,完全饱和)的系统中至少1微米气泡的机械成核的布莱克阈值。所述阈值随着频率的增加和气体饱和度的降低而增加(作为参考,见Acoustic cavitation prediction, R.E. Apfel, The Journal of the Acoustical Society of America 69, 第1624页(1981年))。

[0108] 声学声波作用能量可以由声学换能器530引导到通道的内腔中以促进、增强或帮

助在液体130中引起空化。在一些实施方案中,声波作用场的特征可以包括:例如,在约10MPa至100MPa范围内的压力变化,在约0.2ms至10ms范围内的脉冲持续时间,以及在约10mW至100mW范围内的总功率。在一些实施方案中,声学换能器530可以在约100kPa的压力、约25 μ m的位移和约21kHz的频率下操作。

[0109] 在一些实施方案中,机构330可以包括被配置为在液体130中引起空化的一个或多个激光器。例如,在一些实施方案中,机构330可以包括嵌入在管110的壁118中的微型二极管激光模块。所述激光模块可以以10ms至20ms持续时间的脉冲激活以与压力循环的低压阶段一致,从而促进、增强或帮助引起气泡133的成核。

[0110] 在一些实施方案中,机构330可以包括一对或多对电导体,所述电导体设置在通道120的内腔内并且以在约0.1mm至0.5mm范围内的紧密间隔来布置,使得电流可以通过液体130从一个导体放电到另一个导体,从而造成液体130的电离和随后的气体成核。导电对可以布置成圆形配置,并且嵌入在非导电聚合物管的壁中。导电对可以经由沿管110的长度延伸的导线连接到电源。电源可以包括高容量、高电压、低电流放电电路,所述放电电路可以被定时为在压力致动器140产生的压力循环的最低点处放电。所供应的电压可以在约100V至200V的范围内。电流可以在约1mA至10mA的范围内。

[0111] 参考图6,在一些实施方案中,所述一个或多个机构330可以包括管110的内表面126上的表面变化630。也就是说,内表面126的表面变化部分630,其不同于内表面126的其余部分并且被配置为促进或促使气泡成核。

[0112] 在一些实施方案中,表面变化630可以包括施加到管110的部分内表面126上的涂层。在一些实施方案中,表面变化630可以包括催化材料涂层,诸如十八烷基三氯硅烷(用于促进CO₂成核)或其它类似化合物。在一些实施方案中,例如,表面变化630可以包括疏水涂层,诸如硅烷(氢化硅)化合物、聚氯代对二甲苯或含氟聚合物,如PTFE (Teflon™)、氧化锰聚苯乙烯(MnO₂/PS)、纳米复合氧化锌聚苯乙烯(ZnO/PS)、纳米复合沉淀碳酸钙或氟化丙烯酸酯低聚物。

[0113] 在一些实施方案中,内表面126的其余部分可以例如由亲水材料形成或涂覆有亲水材料,诸如氨基甲酸乙酯、丙烯酸、聚乙烯吡咯烷酮(PVP)、聚环氧乙烷、甲基丙烯酸羟乙酯或丙烯酰胺的组合,或者适于阻止内表面126的其余部分上的气泡成核的另一种材料(即,远离表面变化630)。

[0114] 在一些实施方案中,表面变化630可以包括地形变化。相对较小的地形变化(例如,在大约1 μ m至100 μ m的长度尺度上)可以提供成核位点以促使或促进气泡成核和生长。例如,地形变化可以包括表面粗糙度、微孔表面、划痕或凹痕表面、多个突起、突出纤维、纳米管、凹坑、通道、隆脊、鳍片、凹陷、空腔的变化或其它几何变化。地形变化可以通过(例如)模制、刮擦、切割、滚花、蚀刻、磨损或压印来形成。在一些实施方案中,诸如陶瓷等多孔颗粒可以在内表面126处嵌入在管110的壁118中以提供成核位点。

[0115] 在一些实施方案中,地形变化可以延伸跨越管110的整个内表面126。在一些实施方案中,管110可以被形成为具有延伸跨越整个内表面126的地形变化,并且接着,内表面126的某些部分可以被平滑化(例如,使用聚合物涂层),从而留下地形变化的暴露/不平滑部分以形成表面变化630。例如,管110的壁118可以由多孔材料形成,并且接着,内表面126的某些部分可以被密封,从而留下内表面126的暴露/未密封部分以形成表面变化630。

[0116] 对于给定应用,表面变化630可以包括任何合适的地形变化。下文描述一些合适的地形变化。

[0117] 在一些实施方案中,地形变化可以界定多个V形通道。V形通道可以彼此平行对齐,或者可以随机定向并彼此相交。

[0118] V形通道的特征角度(即,V形的顶点的角度)可以在(例如)约 10° 至 90° 、约 30° 至 60° 或约 40° 至 50° 的范围内。V形通道的平均宽度可以在(例如)约 $1\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 或约 $2\mu\text{m}$ 至 $4\mu\text{m}$ 的范围内。V形通道的平均深度可以在(例如)约 $1\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 或约 $2\mu\text{m}$ 至 $4\mu\text{m}$ 的范围内。

[0119] 参考图7,在一些实施方案中,表面变化730可以包括相交V形通道737的部分随机化图案。这可以通过使用标称尺寸为 $2\mu\text{m}$ 的金刚石颗粒进行磨损来实现。金刚石颗粒可以具有尖锐的V形顶点,并且可以烧结到金属杆上用于旋转施加到内表面126。金属杆可以通过旋转摆动施加到内表面126以产生表面变化730。使用这种方法获得的典型随机V形划痕图案的原子力显微照片在图7中示出。

[0120] 在一些实施方案中,地形变化可以界定多个锥形凹坑。锥形凹坑可以随机排列或以周期性阵列排列。

[0121] 锥形凹坑的特征角度(即,锥形凹坑的顶点的角度)可以在(例如)约 10° 至 90° 、约 30° 至 60° 或约 40° 至 50° 的范围内。锥形凹坑的平均宽度可以在(例如)约 $1\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 或约 $2\mu\text{m}$ 至 $4\mu\text{m}$ 的范围内。锥形凹坑的平均深度可以在(例如)约 $1\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 或约 $2\mu\text{m}$ 至 $4\mu\text{m}$ 的范围内。

[0122] 在一些实施方案中,地形变化可以界定多个突起。突起可以界定任何合适的形状,并且在一些实施方案中,可以界定多种不同形状。突起可以随机排列或以周期性阵列排列。

[0123] 突起的平均高度可以在(例如)约 $0.1\mu\text{m}$ 至 1mm 、约 $1\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 或约 $10\mu\text{m}$ 至 $100\mu\text{m}$ 的范围内。突起的平均宽度可以在(例如)约 $0.1\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 、约 $0.5\mu\text{m}$ 至 $100\mu\text{m}$ 或约 $1\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 的范围内。相邻突起之间的平均距离可以在(例如)约 $0.1\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 、约 $0.5\mu\text{m}$ 至 $100\mu\text{m}$ 或约 $1\mu\text{m}$ 至 $10\mu\text{m}$ 的范围内。

[0124] 参考图8A至图8E,示出根据一些实施方案的表面变化830的一些示例。表面变化830各自界定多个突起835。在一些实施方案中,突起835可以界定由通道837分开的鳍片或隆脊835。

[0125] 在一些实施方案中,突起835可以包括纳米线或中空纳米管,其可以由诸如碳或硅等材料形成。对于纳米线,例如,突起835的宽度可以在约 10nm 至 500nm 、约 20nm 至 300nm 或约 100nm 至 200nm 的范围内;突起835的长度或高度可以在约 $0.1\mu\text{m}$ 至 $100\mu\text{m}$ 、约 $1\mu\text{m}$ 至 $50\mu\text{m}$ 或约 $10\mu\text{m}$ 至 $20\mu\text{m}$ 的范围内;并且突起835之间的平均间距可以在约 10nm 至 $10\mu\text{m}$ 、约 10nm 至 100nm 或约 100nm 至 $1\mu\text{m}$ 的范围内。对于纳米管,例如,突起835的宽度可以在约 10nm 至 100nm 、约 10nm 至 50nm 或约 20nm 至 40nm 的范围内;突起835的长度或高度可以在约 $1\mu\text{m}$ 至 $50\mu\text{m}$ 、约 $5\mu\text{m}$ 至 $30\mu\text{m}$ 或约 $10\mu\text{m}$ 至 $20\mu\text{m}$ 的范围内;突起835的孔径(或内径)可以在约 $1\mu\text{m}$ 至 $40\mu\text{m}$ 、约 $5\mu\text{m}$ 至 $30\mu\text{m}$ 或约 $10\mu\text{m}$ 至 $20\mu\text{m}$ 的范围内;并且突起835之间的平均间距可以在约 10nm 至 $10\mu\text{m}$ 、约 10nm 至 100nm 或约 100nm 至 $1\mu\text{m}$ 的范围内。

[0126] 在一些实施方案中,例如,地形变化可以界定多孔表面,诸如泡沫、烧结材料或其它多孔材料。多孔表面的平均孔径可以在(例如)约 10nm 至 $200\mu\text{m}$ 、约 20nm 至 250nm 、约 50nm 至 150nm 、约 $10\mu\text{m}$ 至约 $200\mu\text{m}$ 或约 $50\mu\text{m}$ 至约 $100\mu\text{m}$ 的范围内。多孔表面可以包括一层多孔材料。多孔层的厚度可以在(例如)约 $10\mu\text{m}$ 至 1mm 或约 $50\mu\text{m}$ 至 $100\mu\text{m}$ 的范围内。

[0127] 参考图9,示出根据一些实施方案的包括多孔层933的表面变化930。多孔层933可以由直径范围从(例如)约10 μm 至约100 μm 的烧结颗粒935形成。

[0128] 在一些实施方案中,地形变化可以具有在(例如)约0.1 μm 至500 μm 、约0.5 μm 至100 μm 或约1 μm 至10 μm 范围内的表面粗糙度。

[0129] 在一些实施方案中,在液体13中可以包含一种或多种添加剂,以促进空化、气泡成核和/或气泡聚结。例如,可以包含添加剂以改变液体130的密度、粘度、PH水平、气体溶解度、聚结特征或表面张力。

[0130] 每种流体气体组合的溶解度和聚结特征可以取决于可以控制的因素,诸如温度和pH。在CO₂的情况下,认为溶液的pH理想地应当调节为6与6.5之间以达到最佳效果。如果pH高于6.5,则由于气体在水中的高溶解度,可能难以引起气泡成核。在一些实施方案中,在CO₂用作气体的情况下,溶液的pH可以随着产生乙酸的加入而降低到介于6与6.5之间的水平以促进液体中的CO₂气泡的成核和聚结。

[0131] 在一些应用中,作用于液体130上的压力致动器140的机械功可以产生液体130的加热,这可以降低气体133在液体130中的溶解度。在一些实施方案中,推进装置100可以包括散热器(未示出)以将多余热量从液体130中带走。例如,散热器可以包括设置在管110的近端端部114处或附近的金属散热器,所述金属散热器可以设置在压力致动器140内或附近。散热器可以通过空气对流、制冷或辐射来冷却。

[0132] 在一些实施方案中,液体130的热导率可以足以使热量通过液体130沿管110传递到散热器。在一些实施方案中,诸如甲酸钾的盐可以添加到水中以增加液体130的热导率和密度而不会显著增加粘度或沸点。

[0133] 在一些实施方案中,管110本身的热质量和传导性可以足以使热量沿管110传递到散热器。在一些实施方案中,管壁118可以包括一个或多个导热体,诸如金属膜或金属线,以沿管110将热量传递到散热器。

[0134] 在一些实施方案中,液体130可以包括特别致密的液体,和/或一种或多种添加剂可以包含在液体130中以增加液体130的密度或惯性,以便增加当液体130加速时产生的动量,并且因而增加传递到管110的动量,以使管110沿通路前进。

[0135] 在一些实施方案中,诸如对于医疗用途,液体130可以包括与一种或多种添加剂组合的水,诸如:乙醇,以降低表面张力和粘度;柠檬酸或乙酸,以降低pH水平;或诸如氯化钠的盐,以增加密度。

[0136] 在一些实施方案中,管110的内表面126可以界定相对大规模的地形变化(例如,长度尺度在管110的内径的约5%至10%的范围内),其被配置为在压力突然增加期间增强从液体130到管110的动量传递。

[0137] 参考图10A至图10C,示出根据一些实施方案的管110的部段,其示出了由内表面126界定的大规模地形变化的一些示例。内表面126可以界定在近端方向上(朝通道120的第二或近端端部124)向后扫掠的多个周期性环形隆脊1010。隆脊1010在横截面中表现为扫掠冷杉树图案或近端扫掠齿,如图10A至图10C所示。

[0138] 近端扫掠环形隆脊1010可以提供流体二极管效应,由此对在远端方向上的流体流动有较大阻力,而对在近端方向上的流体流动有相对较小阻力。这种效果可以在压力突然增加期间增强从液体130到管110的动量传递。

[0139] 在一些实施方案中,环形隆脊1010可以不是向近端扫掠,并且流体二极管效应可以用不同类型的地形变化来实现,或者在一些实施方案中,根本不实现。

[0140] 如上所述,当通道120在初始或静止状态下容纳一定体积的液体130和独立体积的气体133时,压力致动器140可以被配置为增加通道压力以将气体133溶解到液体130中(这可以被称为压力增加阶段),并且随后降低通道压力以在液体130中引起气泡133的成核和空化(这可以被称为压力降低阶段)。替代地,当通道120在初始或静止状态下仅容纳液体130时,压力致动器140可以被配置为降低通道压力以在液体130中引起气泡133的成核和空化(压力降低阶段),并且随后增加通道压力以将气泡133(通过凝聚或溶解)塌陷到液体130中(压力增加阶段)。

[0141] 在一些实施方案中,压力增加阶段在持续时间上可以基本上类似于压力降低阶段。在一些实施方案中,压力增加阶段的持续时间可以显著短于压力降低阶段的持续时间。

[0142] 在一些实施方案中,压力致动器140可以被配置为在(例如)降低压力的时间周期的约1%与50%之间、任选地约5%与30%之间、任选地约10%与20%之间的时间周期内增加压力。

[0143] 如上所述,压力致动器140可以包括用于以所述方式改变通道压力的任何合适设备。在一些实施方案中,压力致动器140可以包括具有机构的柔性隔膜,所述机构被配置为使隔膜偏转或变形以改变系统的体积并控制通道压力。在一些实施方案中,压力致动器140可以包括由马达(诸如电动马达或线性马达)驱动的往复式活塞。

[0144] 参考图11,示出根据一些实施方案的示例性位移分布图 $x(t)$ 和对应的速度分布图 $v(t)$,其示出了呈活塞形式的压力致动器140随时间的移动。

[0145] 位移和速度分布图示出了压力增加阶段1110,随后是压力降低阶段1120。在压力增加阶段1110(对应于活塞的压缩冲程)期间,活塞经历快速加速1112,这是由于气泡133的高度可压缩性质而成为可能的。

[0146] 一旦气泡133塌陷回液体130中,由于液体130的相对不可压缩性质(即,比气体133的可压缩性低得多)而发生活塞的突然减速1114。活塞和液体130的突然减速1114导致从液体130到管110的大冲量和动量传递以及随之发生的推进效果,其作用是使管110沿通路103前进。

[0147] 在活塞减速1114之后,一旦通道压力已经达到最大值,压力降低阶段1120便随着活塞撤回而开始。由于发生气泡133的成核和空化所需的时间,撤回冲程(压力降低阶段1120)可能明显慢于压缩冲程(压力增加阶段1110)。接着,通道压力降低到最小值。活塞的运动可以接着以类似方式重复以重复压力变化循环。

[0148] 压力致动器140可以被配置为重复地增加和降低通道压力以用多个脉冲向管110赋予动量,每个脉冲与对应的压力增加阶段相关联。在一些实施方案中,通道压力可以由压力致动器140以周期性或循环方式随着重复压力循环(即,压力增加继之以压力降低)来改变。在一些实施方案中,压力致动器140可以被配置为根据重复压力循环来改变通道压力,所述重复压力循环的频率在(例如)约0.1Hz至10Hz、约0.5Hz至5Hz、约0.5Hz至1.5Hz、约2Hz至4Hz或约3Hz的范围内。

[0149] 在一些实施方案中,压力致动器140可以被配置为以反向循环进行操作以调节通道压力,从而向管110赋予反向脉冲,以在近端方向上移动仪器。这个反向压力循环可以用

于从通路中撤回仪器。

[0150] 参考图12,示出根据一些实施方案的示例性压力/时间分布图,示出了当压力增加时将气泡133压缩到液体130中并且随后当压力降低时在液体130中引起气泡133的空化所需的通道压力变化。压力标度以高于大气压力的千帕(kPa)示出,并且时间标度以秒示出。通道压力在约0.3s的周期内逐渐降低,并且接着在约0.05s的周期内突然增加。这个加压循环以约3Hz的频率重复。

[0151] 如先前论述,在一些实施方案中,可能期望通道120相对较小以便增加在压缩之前形成横跨气泡133e的可能性。通道120的内径可以在(例如)0.1mm至10mm、0.1mm至1mm、0.1mm至0.5mm、1mm至7mm或2mm至5mm的范围内。在一些实施方案中,推进装置100可以包括多个并排延伸的管110,如图13A和图13B所示的示例管配置的横截面所示出。

[0152] 在一些实施方案中,管110可以布置在仪器通道1301周围,所述仪器通道1301被配置为接纳探针,诸如内窥镜,例如如图13B所示。在一些实施方案中,管110可以成束布置用于插入诸如内窥镜的探针的内腔中,例如如图13A所示。在一些实施方案中,管110可以整体形成为诸如内窥镜的探针的一部分,其中仪器通道(例如,视频道、照明、冲洗、抽吸、操纵、活组织检查和其它仪器通道)沿管110延伸。

[0153] 在一些实施方案中,推进装置100可以包括位于第二管110内的第一管110,其中液体130和气体133容纳在两个管110之间所界定的环形通道120中。第一管110的内腔也可以容纳液体130和气体133,或者替代地,在一些实施方案中,第一管110的内腔可以界定仪器通道。

[0154] 所述管110或多个管110可以由具有足够强度和刚度的柔性材料形成以承受给定应用的预期力。对于医疗应用,一些合适的材料可以包括:例如,高至超高分子量聚乙烯或其它生物相容性聚合物。在一些实施方案中,例如,所述管110或多个管110可以由复合材料形成,诸如具有聚氨酯和硅酮弹性体涂层的聚乙烯螺旋。

[0155] 管110的尺寸可以针对不同应用而变化。例如,对于医用内窥镜,诸如胃肠内窥镜,单管推进装置可以包括外径为8mm并且内径为6mm或者外径为6mm并且内径为4.5mm的管110,而多管推进装置可以包括4根管110,每根管的外径为3mm并且内径为2mm。在一些实施方案中,单管推进装置100的管110或多管推进装置100的管110可以具有在(例如)1mm至5mm范围内的内径以及在(例如)0.5mm至15mm、1mm至10mm、2mm至8mm或4mm至6mm范围内的外径。医用内窥镜的长度通常在(例如)约1m至5m或约3m至4m的范围内。在一些实施方案中,诸如对于胃肠内窥镜检查,管110的长度可以在(例如)3m至4m、1m至5m或者甚至大于5m(诸如5m至15m或7m至9m,对于兽医应用)的范围内。在一些实施方案中,诸如对于动脉内窥镜检查,管的长度可以在(例如)0.5m至2m、0.7m至1.5m或0.9m至1.2m的范围内。在一些实施方案中,诸如对于工业内窥镜,管的尺寸可以大得多。

[0156] 对于医疗应用,推进装置100无菌通常将很重要。为此,可能期望装置100的至少一部分包括一次性部件,所述一次性部件可以设置在无菌包装中并在使用后丢弃。参考图14,示出根据一些实施方案的推进装置1400。推进装置1400包括与关于推进装置100描述的特征大致相似并用相似的数字指代的特征。示出了压力致动器1440以及界定通道1420的管1410的近端端部1414。应当理解,管1410延伸到远端端部(未示出),如关于图1的推进装置100所描述。管1410可以被称为推进管,并且可以包括与上述管110相似的特征。在一些实施

方案中,管1410可以包括管110,或者如关于图13A或图13B所描述的一束管110。

[0157] 压力致动器1440包括壳体1442、驱动机构1444(以马达的形式)、致动杆1446以及界定在壳体1442的一侧中的插口1448。压力致动器1440还包括活塞组件1450,活塞组件1450包括界定气缸1454的主体1452、设置在气缸中的活塞1456以及将活塞1456抵靠着气缸1454的内孔1460密封的活塞密封件158。活塞1456和气缸1454一起作用以形成活塞泵。然而,在一些实施方案中,可以使用不同类型的泵或压缩机来调节管1410中的通道压力,例如隔膜泵,如下文关于图17所描述。

[0158] 活塞组件1450附接到管1410以形成管单元1401。管单元1401可以被制造并填充有预定质量的液体130和预定质量的气体133,其以预定压力密封在管1410的通道1420内。接着,管单元1401可以与壳体1442(包括插口1448和驱动机构1444)分开封装并灭菌,使得壳体1442可以再灭菌和再使用,而管单元1401可以作为一次性单元制造和灭菌以便在使用后丢弃。

[0159] 这种布置可以使流体130、133和管单元1401一起灭菌变得更容易,而不是必须在无菌环境(诸如手术室)中用无菌流体130、133填充管1410。

[0160] 活塞组件1450可移除地耦接到壳体1442(即,可从插口1448移除)。插口1448可以包括内部圆柱形壁1486,其有助于界定插口1448并将活塞组件1450容纳在插口1448中。

[0161] 主体1452界定了第一开口1462和第二开口1464,其中气缸1454界定了第一开口1462与第二开口1464之间的开放通路。管1410的近端端部1414在第二开口1464处连接到活塞组件1450的主体1452,使得通道1420与气缸1454成流体连通。气缸1454的内径或孔可以显著大于管1410的内径,使得需要相对较短的冲程长度来影响管1410中的所需压力变化。例如,管1410与气缸1454的内径之比可以在0.01至0.5、0.05至0.4、0.1至0.3或0.1至0.2的范围内。

[0162] 气缸1454的内径可以逐渐减小到在第二开口1464处的管1410的内径。在一些实施方案中,第二开口1464可以偏离主体1452的中心轴线,并且当压力致动器1440以水平配置设置时,第二开口1464可以设置在气缸1454的顶部处或其附近。这可以降低可能在空化期间在气缸1454中形成的气泡被捕获在气缸中的可能性,并且相反,允许气泡由于重力而朝着第二开口1464上升并进入管1410中。

[0163] 压力致动器1440被配置为沿气缸1454的长度来回移动活塞1456以调节通道压力,诸如通过改变管1410中的通道压力。压缩冲程或压力增加冲程将活塞1456朝向管1410移动并将流体从气缸1454推入管1410中,从而增加管1410中的通道压力。返回冲程或者撤回或压力降低冲程将活塞1456远离管1410移动并允许流体从管1410流回气缸1454中,从而降低管1410中的通道压力。

[0164] 马达1444和致动杆1446设置在壳体1442中,使得当活塞组件1450设置在插口1448中时,致动杆1446与主体1452的第一开口1462对齐并且可以穿过第一开口1462以接触活塞1456并在气缸1454内移动活塞1456。在一些实施方案中,当致动杆1446从气缸1454撤回时,管1410内的通道压力可以足以将活塞1456移动通过返回冲程。在一些实施方案中,活塞组件1450还可以包括偏置构件1470,诸如弹簧,以抵靠着致动杆1446和/或远离管1410偏置活塞1456,使得当致动杆1446从气缸1454撤回时,活塞1456被偏置构件1470推回通过返回冲程。例如,偏置构件1470可以包括不锈钢弹簧和/或螺旋弹簧。在一些实施方案中,致动杆

1446可以可移除地耦接到活塞1456本身,以允许致动杆1446向后拉动活塞1456以及向前推动活塞1456。

[0165] 活塞组件1450还可以包括锁定环1466,以限制活塞1456通过第一开口1462从气缸1454移除。在一些实施方案中,驱动机构1444可以包括一个或多个电磁体,其被配置为直接驱动活塞1456而不是经由马达和致动杆。

[0166] 主体1452还可以界定一个或多个锁定凸耳1468,其被配置为接合插口1448以将活塞组件1450耦接到壳体1442。插口1448还可以包括一个或多个外部凸缘1488,其被配置为接合凸耳1468以将活塞组件1450紧固在插口1448中。以此方式,活塞组件1450被配置为可移除地耦接到壳体1442,使得活塞组件1450和管1410可以一起制造为单个一次性管单元,而壳体1442和马达1444可以在每次新操作中与新的管单元一起重新使用。例如,锁定凸耳1468可以替代地被称为凸片或径向突起。

[0167] 管单元可以与设置在通道1420中的液体130和气体133组装在一起(取决于应用,处于大气压力或更高压力),并且连接到活塞组件1450以将液体130和气体133密封在管单元内。在一些实施方案中,主体1452可以固定到管1410的近端端部1414,并且活塞1456随后放置在气缸1454中并使用锁定环1466锁定以将液体130和气体133密封在通道1420和气缸1454中。密封件1458可以包括一个或多个垫圈,诸如o形环,其可以位于活塞1456中所界定的一个或多个对应垫圈座中,或者替代地位于气缸1454的内表面中。

[0168] 在一些实施方案中,活塞组件1450的主体1452可以包括入口阀1490,用于使用预定质量的选定液体130和预定质量的选定气体133填充气缸1454和管1410的通道1420。主体1452还可以包括出口阀1492以允许在通道1420和气缸1454正用液体130和气体133填充时从通道1420和气缸1454释放空气。

[0169] 阀1490、1492可以位于主体1452的靠近第二开口的一个端部处,并且可以被配置为维持气缸1454和通道1420内的压力。在一些实施方案中,阀1490、1492可以包括弹簧柱塞阀。入口阀1490可以位于相对较靠近第二开口1464处,并且出口阀1492可以位于相对较远离第二开口1464处,如图14所示。

[0170] 为了用气体133和液体130填充管单元1401,主体1452可以保持倒置,或者布置为阀1490、1492设置在第二开口上方,其中通道1420和气缸1454的大部分或基本上全部容积处于低于出口阀1492的水平。这是为了当通道1420和气缸1454正用液体130填充时促使过量空气朝出口阀1492上升。空气可以经由真空管路或其它抽吸装置从出口阀1492抽吸。

[0171] 在一些情况下,液体130和气体133可以在压力容器中混合在一起,使得气体133完全溶解在液体130中成饱和溶液,在这种情况下,随着空气经由出口阀1492被移除,气体/液体溶液可以经由入口阀1490被引入到管单元1401中。如果气体133和液体130要分开引入,则可能优选的是首先经由出口阀1492从通道1420和气缸1454移除尽可能多的空气;在经由入口阀1490将液体130注入通道1420和气缸1454之前;经由出口阀1492移除任何剩余空气;并且接着经由入口阀1492将气体133注入通道1420和气缸1454中。

[0172] 替代地,管1410可以形成有开放的远端端部;随着空气从气缸1454抽出,液体130和气体133可以沿通道1420被抽吸并进入气缸1454中;并且接着可以用塞子和钢模来封闭管1410的远端端部以将塞子保持在通道1420中并密封管1410。然而,可能优选的是形成具有封闭远端端部的管1410,以避免必须用塞子或其它装置封闭它。

[0173] 一旦管单元与密封在通道1420和气缸1454内的液体130和气体133完全组装,管单元便可以(例如)进行封装并用伽马辐射灭菌。管1410和活塞组件1450一起可以界定容纳选定质量的液体130和选定质量的气体133的密封容器。在一些实施方案中,气密封闭件可以在封装期间装配到活塞组件1450的主体1452上以封闭气缸1454的第一开口1462,并且帮助在使用前维持选定管通道压力。主体1452可以包括接合部分(未示出),其界定一个或多个凹部、凹口或突起以接合封闭件并形成气密密封。

[0174] 在一些实施方案中,压力致动器1440可以包括隔膜泵代替活塞泵,以控制管1410中的通道压力。参考图17,推进装置1400被示出为具有替代的管单元1701,所述管单元包括隔膜泵组件1750代替上述活塞组件1450。在所有其它方面,管单元1701可以基本上类似于上述管单元1401,其中用相同的附图标记指示相似的特征。

[0175] 隔膜泵组件1750包括主体1752和隔膜1770,所述主体1752界定了在第一开口1762与第二开口1764之间延伸的腔室1754,所述隔膜1770封闭或覆盖腔室1754的第一开口1762。管1410的近端端部1414在第二开口1764处连接到隔膜泵组件1750的主体1752,使得通道1420与腔室1754成流体连通。主体1752还可以界定一个或多个凸耳1768,其被配置为接合插口1448的凸缘1488以将隔膜泵组件1750耦接到壳体1442。

[0176] 在一些实施方案中,隔膜泵组件1750的主体1752可以包括入口阀1790和出口阀1792,这些阀可以以类似于关于管单元1401和主体1452描述的阀1490和1492的方式进行配置。

[0177] 隔膜1770可以单独形成并通过夹具1772保持在腔室1754的第一开口1762上方的适当位置。例如,夹具1772可以包括螺纹锁定环,其被配置为螺纹接合主体1752,从而将隔膜1770的外围夹紧在主体1752与夹具1772之间,如图17所示。在其它实施方案中,隔膜1770可以与主体1752一体形成,例如,使用复合模制工艺。

[0178] 隔膜1770包括可弹性变形的薄膜,其可以被致动器变形以改变与管1410的通道1420成流体连通的腔室1754的容积。隔膜1770的中心部分1774可以可移除地耦接到驱动机构1444的致动杆1446。隔膜1770包括围绕中心部分1774的可弹性变形部分1776,允许隔膜的中心部分1774沿轴线1780相对于主体1752来回移动,轴线1780基本正交(垂直)于中心部分1774的表面。例如,与驱动机构或线性马达1444的致动杆1446的轴向运动平行或对齐。

[0179] 随着隔膜1770的中心部分1774在压缩位置1778a(以虚线示出)与撤回位置1778b(以实线示出)之间来回移动,腔室1754的容积改变。因此,可以通过控制致动杆1446和隔膜1770的中心部分1774的位置来调节并控制管1410中的通道压力。

[0180] 隔膜1770可以是圆形或旋转对称的,但是可以为可弹性变形的薄膜界定任何合适的形状。腔室1754在图17中示出为圆柱体,但是可以界定任何合适的形状来提供所需范围的通道压力。在一些实施方案中,腔室1754可以相对较短并且朝向第二端部1764逐渐变细,从而允许相对较宽的隔膜1770和相对较窄的第二开口1764的直径,以便允许更大范围的通道压力,用于实现隔膜的相对较小的轴向移动。

[0181] 在一些实施方案中,用于不同医疗应用的不同管单元可以装配有类似活塞组件,以允许每个不同管单元与公共壳体1442和马达1444一起使用。在一些实施方案中,多个管1410可以连接到单个活塞组件1450,其中每个管1410的通道1420与活塞组件1450的气缸1454成流体连通。

[0182] 在一些实施方案中,壳体1442可以包括驱动控制台或驱动单元1500,如图15所示。驱动控制台1500可以包括电源开关1502,以控制从电源1560向驱动控制台1500的供电。

[0183] 插口1448可以包括一个或多个圆周凸缘1488,其围绕插口的圆周部分延伸并且径向向内延伸以将主体1452的凸耳1468保持在插口1448中。凸耳1468在图15中以虚线示出,远离主体1452径向突出以容纳在凸缘1488内或凸缘1488之下。凸耳1468也围绕主体1452的一部分周向延伸。

[0184] 凸耳1468和凸缘1488两者被布置为使得当将活塞组件1450耦接到插口1448或从插口1448脱离时在凸缘1488之间存在间隙以允许凸耳1468通过并且在凸耳1468之间存在间隙以允许凸缘1488通过。为了将活塞组件1450耦接到壳体1442,将主体1452插入插口1448中,使凸耳1468与凸缘1488之间的间隙对齐,接着旋转主体1452以在凸缘1488与壳体1442的与凸缘1488相对并位于凸缘1488正下方的表面(未示出)之间界定的空间中以滑动配合来接合凸耳1468。

[0185] 在一些实施方案中,凸耳1468和/或凸缘1488可以包括弹性卡锁、夹子或闩锁以在凸耳1468接合凸缘1488的连接对齐中紧固主体1452防止旋转。凸耳1468和/或凸缘1488还可以包括止动件以限制活塞组件1450旋转超过凸耳1468与凸缘1488完全接合的角度。

[0186] 为了将活塞组件1450从壳体1442脱离,旋转主体1450以将凸耳1468从凸缘1488分离,其中凸耳1468与凸缘1488之间的间隙对齐。接着,可以从插口1448移除活塞组件1450。

[0187] 在一些实施方案中,主体1450可以包括指示器突出部1480,以在将活塞组件1450耦接到插口1448时指示正确的定向。凸缘1488可以界定互补的切口或凹部1482,其被配置为当活塞组件1450被正确定向以供插入插口1448中时允许指示器突出部1480通过。一旦插入插口1448中,便可以旋转主体1450,其中指示器突出部在凸缘1488中的一个或多个下方通过,直到凸耳1468与凸缘1488完全接合。在一些实施方案中,壳体1442可以包括记号或标记以指示当凸耳1468与凸缘1488完全接合时指示器突出部1480的位置。

[0188] 驱动控制台1500可以包括连接指示灯1504,其被配置为当活塞组件1450连接到驱动控制台1500时点亮。驱动控制台1500可以包括传感器(未示出),以检测活塞组件1450何时连接到插口1448和/或凸耳1468何时与凸缘1488完全接合。当传感器检测到活塞组件1450连接到驱动控制台1500时,其可以触发信号或完成电路以开启连接指示灯1504。

[0189] 驱动控制台可以包括操作指示灯或运行指示灯1506,其被配置为当压力致动器1440操作时点亮。指示灯1506可以包括在控制向马达1444供电的电路中或链接到所述电路,使得当马达1444操作时开启指示灯1506。

[0190] 在一些实施方案中,驱动控制台1500可以包括连接端子1508,其被配置为从外部控制器(诸如脚踏开关)接纳信号电缆的连接器,用于控制压力致动器1440的操作。在一些实施方案中,驱动控制台1500可以包括显示器或用户界面1510,以向用户提供关于推进装置1400的操作的信息且/或允许用户控制推进装置1400的操作。在一些实施方案中,驱动控制台1500可以包括被配置为控制推进装置1400的操作的计算机和/或控制器1550。

[0191] 计算机1550可以连接到用户界面1510,以提供关于推进装置1400的操作的信息,并且在一些实施方案中,可以从用户界面接收输入以选择某些操作参数。用户界面1510可以包括智能显示图形用户界面,并且计算机1550可以包括可编程微处理器,以控制驱动控制台1500和驱动机构1444的功能。电源1560可以连接到驱动控制台1500和计算机1550,并

且计算机1550可以控制对驱动控制台1500的各种部件的供电。

[0192] 参考图16,示出根据一些实施方案的内窥镜系统1600。内窥镜系统1600包括内窥镜1601,其具有用于插入患者体内的插入管1610;内窥镜控制台1620,其用于控制内窥镜的操作;内窥镜手持件1630,其用于内窥镜1601的操作的进一步和/或替代性控制;推进装置1400,其用于使内窥镜1601和插入管1610沿患者体内的通路前进;以及电源(未示出),其用于向驱动控制台1500和内窥镜控制台1620供电。

[0193] 推进装置1400包括如上所述用于插入插入管1610中的推进管1410以及用于控制推进装置1400的操作的驱动控制台1500。

[0194] 内窥镜系统1600还可以包括监视器1640,其被配置为显示经由内窥镜控制台1620从内窥镜的摄像头接收的图像。

[0195] 如上所述,推进装置1400可以被操作以经由推进管1410中的动量传递向内窥镜1601和插入管1610提供推进力。推进力可以用于使内窥镜1601、插入管1610和推进管1410沿患者体内的通路前进。

[0196] 因为沿推进管1410的长度将动量传递到推进管1410,所以可以在插入管1610通过通路的转弯(例如,胃肠道的转弯)时降低插入管1610被卡住的风险或者降低阻力,这种风险或阻力在常规的推动型内窥镜中经常会发生。这种推进方法还可以在内窥镜沿通路前进时减小每个转弯处的摩擦,因为其提供了对简单地抵靠着每个转弯推动内窥镜以使内窥镜进一步前进(正如常规的推动内窥镜那样)的替代方案。

[0197] 在一些实施方案中,推进装置1400可以能够(例如)以约1.5cm/s的前进速度使内窥镜1601沿通路前进。依据各种操作环境、条件和/或要求,前进速度可以在(例如)0.1cm/s至2cm/s或0.5cm/s至1cm/s的范围内变化。在一些应用中,时间-压力分布图可以颠倒以沿通路向后移动管1410,例如,以便帮助从通路撤回管1410。推进装置1400还可以通过允许内窥镜1601沿肠的长度进一步或完全前进以允许检查小肠的全部范围来允许提高肠内窥镜检查的完成率。推进装置1400还可以允许经由内窥镜检查访问整个胃肠道。

[0198] 在各种实施方案中,推进装置100、1400、1700可以被配置用于使以下任何一者或多者沿通路前进:例如,仪器、探针、传感器、摄像头、监视装置、工具、手术工具、采矿工具、钻孔工具、内窥镜、肠镜、十二指肠镜、管道镜、机器人系绳和工业内窥镜。推进装置100、1400、1700可以被配置为帮助使仪器、传感器或工具沿以下任何一者或多者前进:通路、矿井、井筒、管道、下水道、壁腔和患者体内的通路,诸如生物通路、动脉或管道的内腔。

[0199] 本领域的技术人员将了解,在不脱离本公开的广泛总体范围的情况下,可以对上述实施方案做出多种变化和/或修改。因此,本实施方案在所有方面都应当被认为是说明性的而非限制性的。

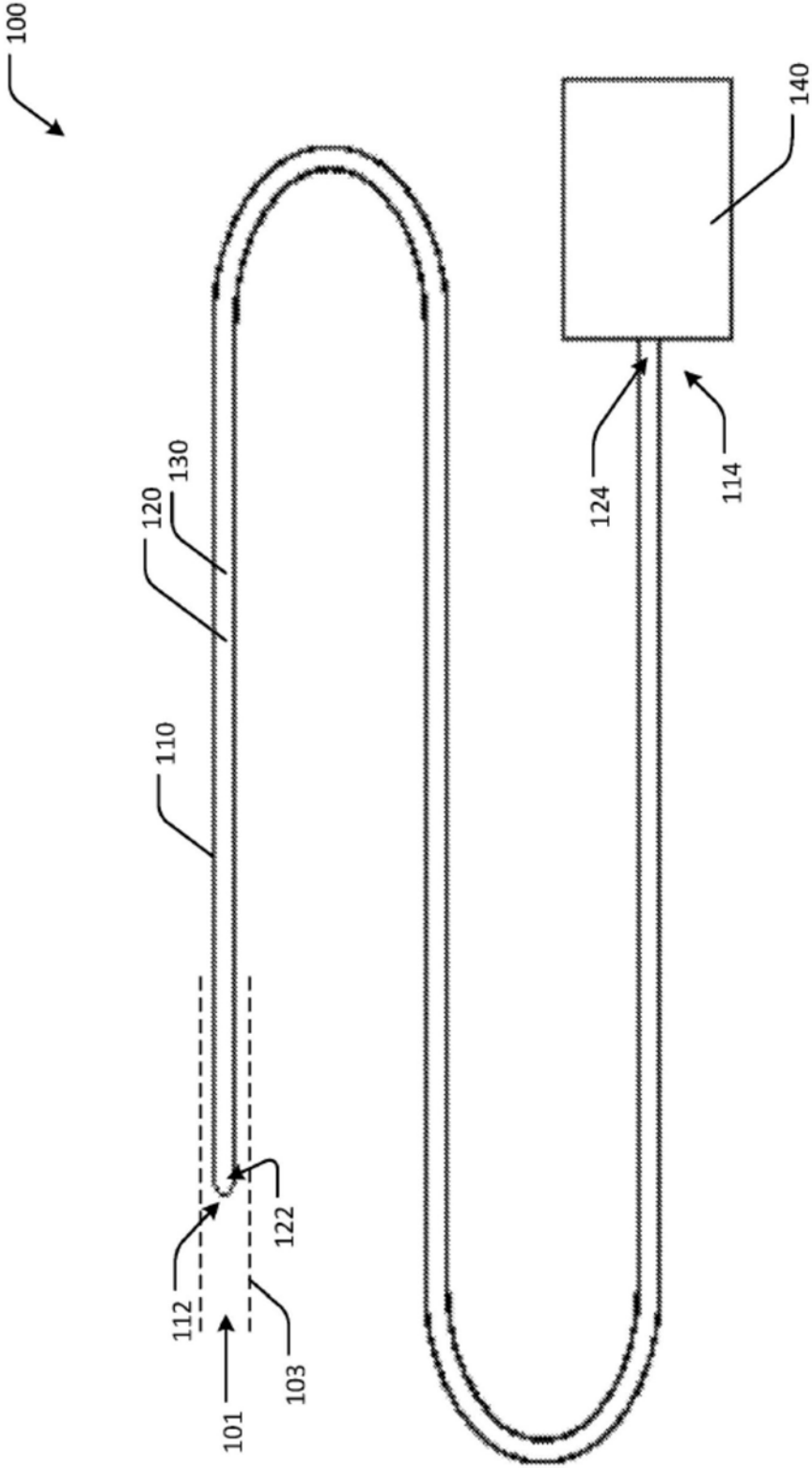


图1

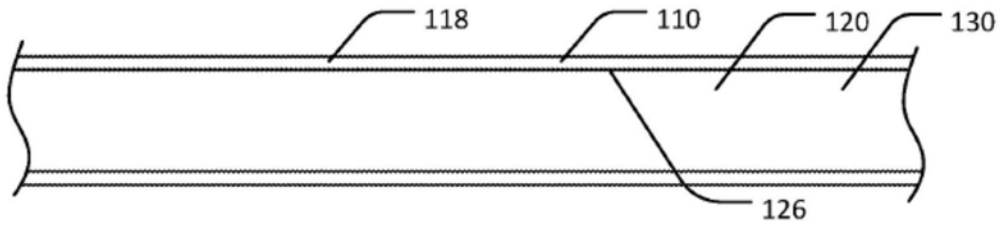


图2A

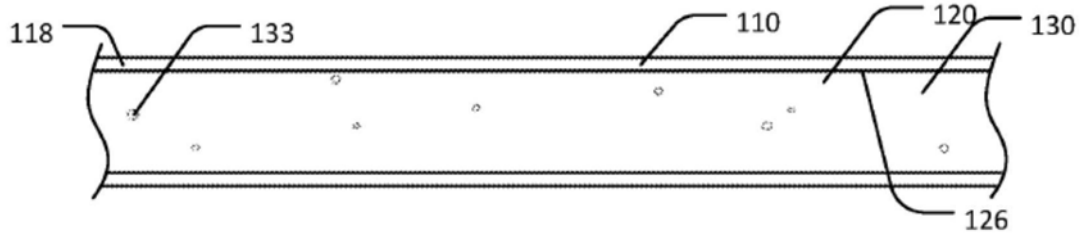


图2B

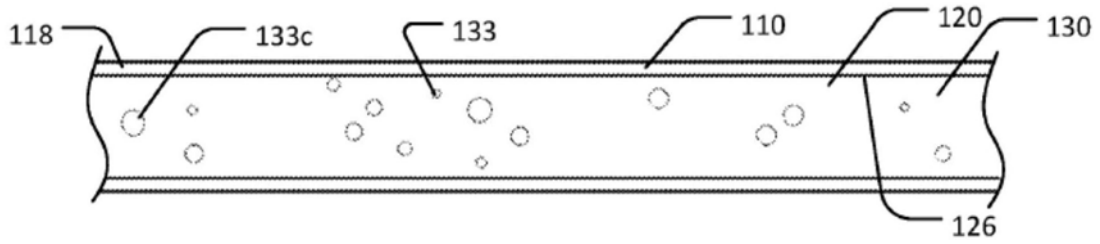


图2C

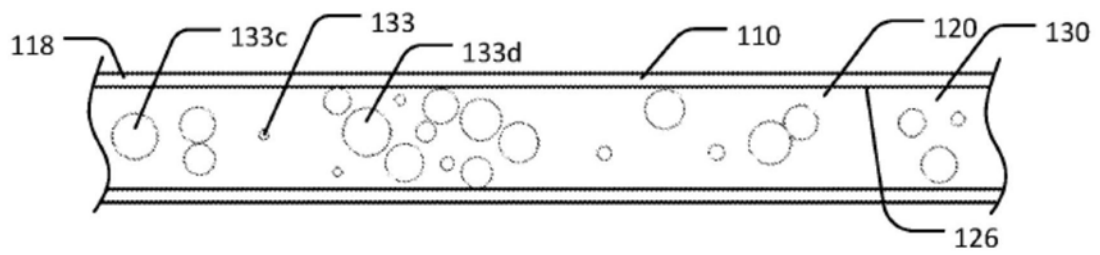


图2D

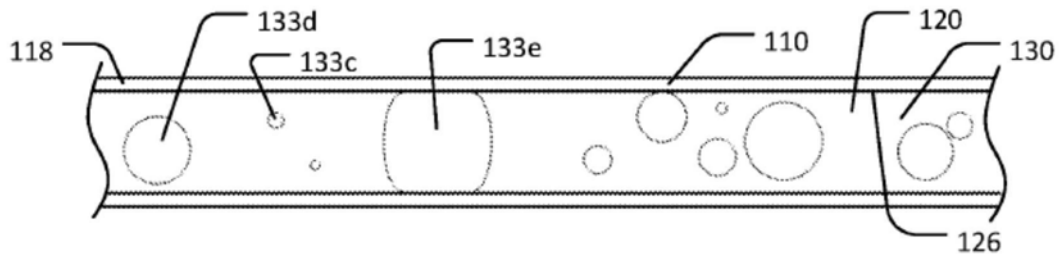


图2E

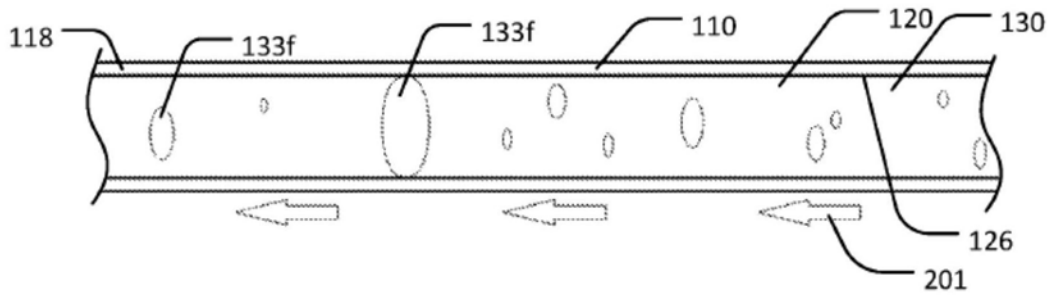


图2F

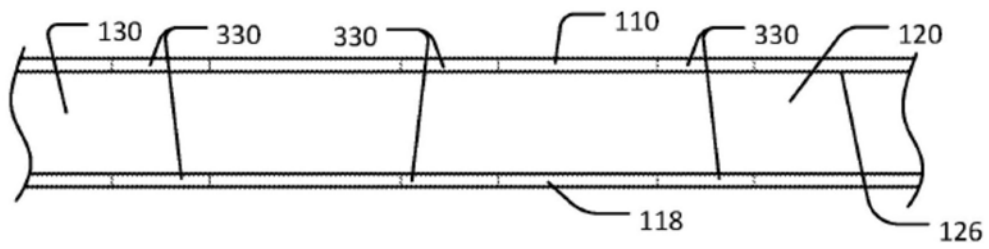
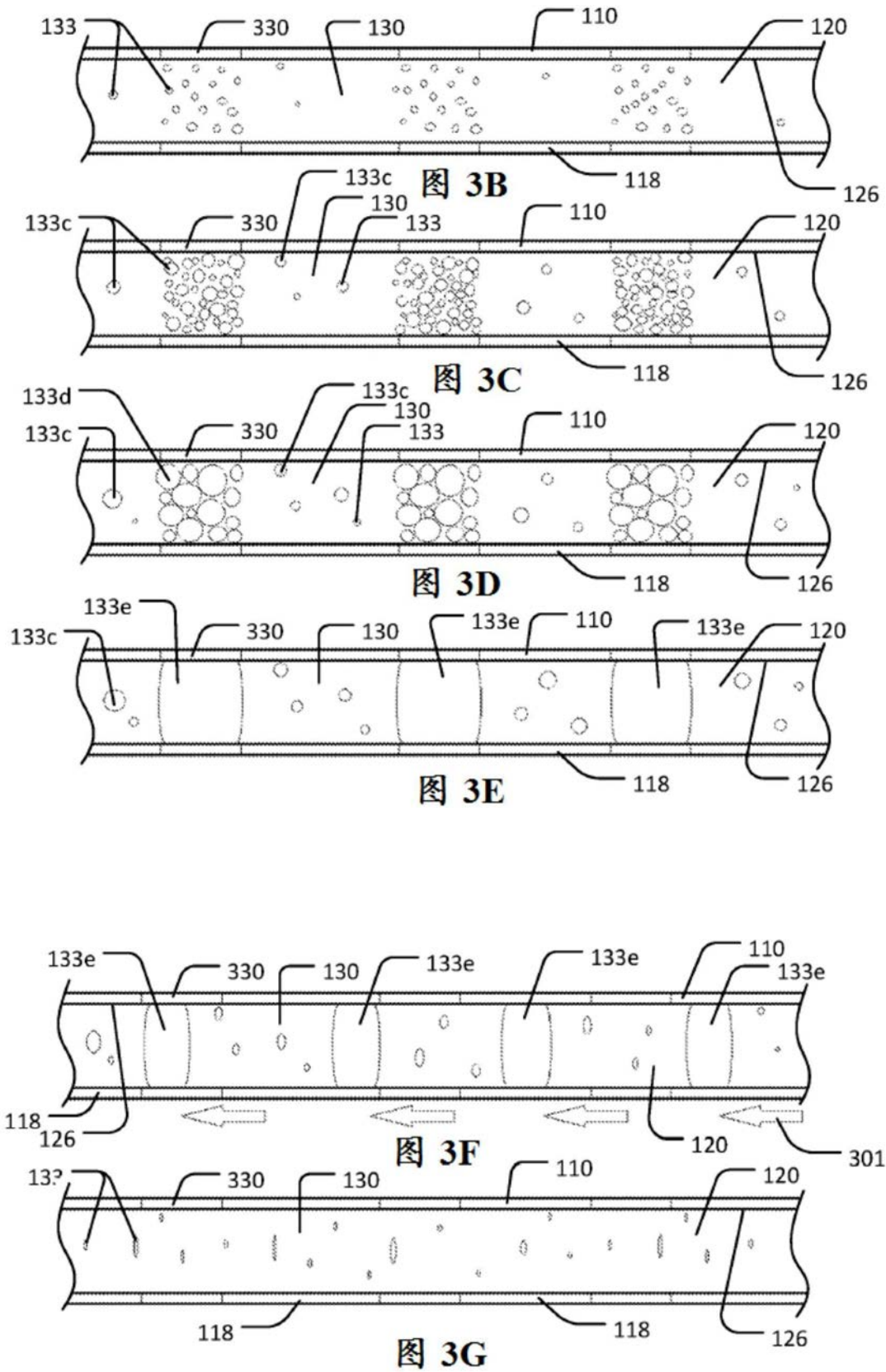


图3A



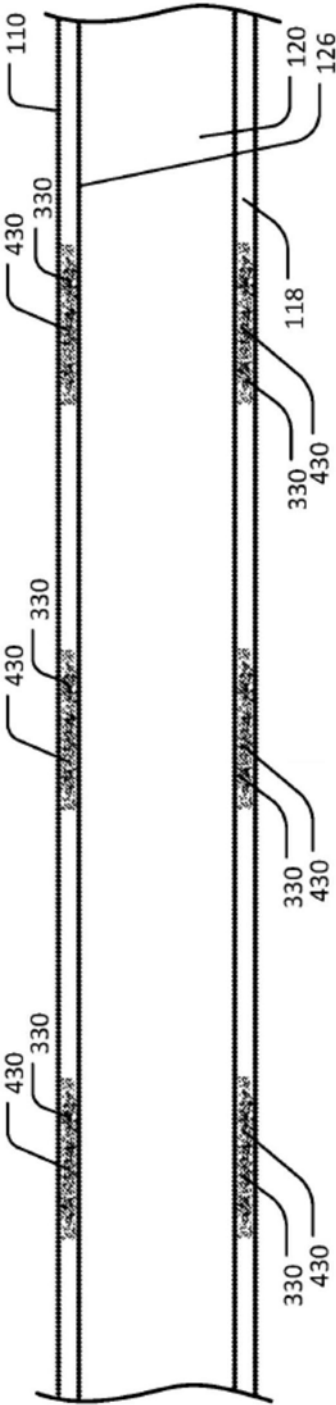


图4

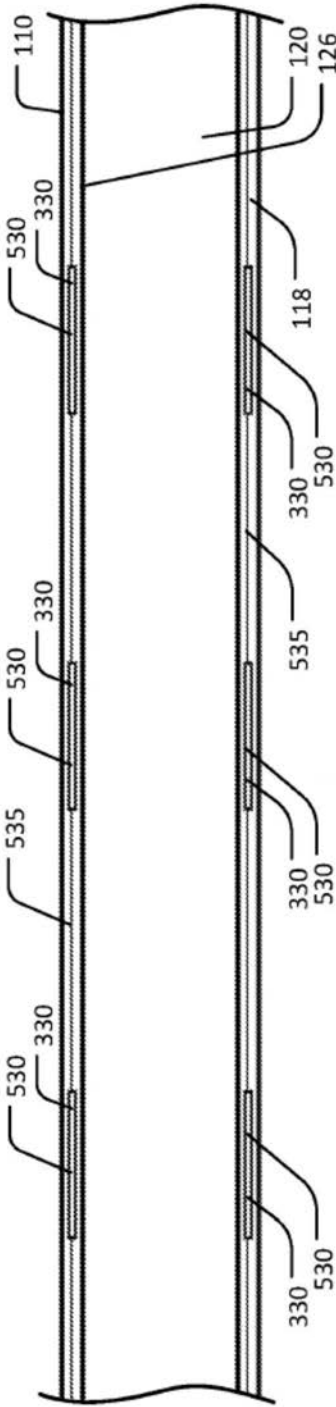


图5

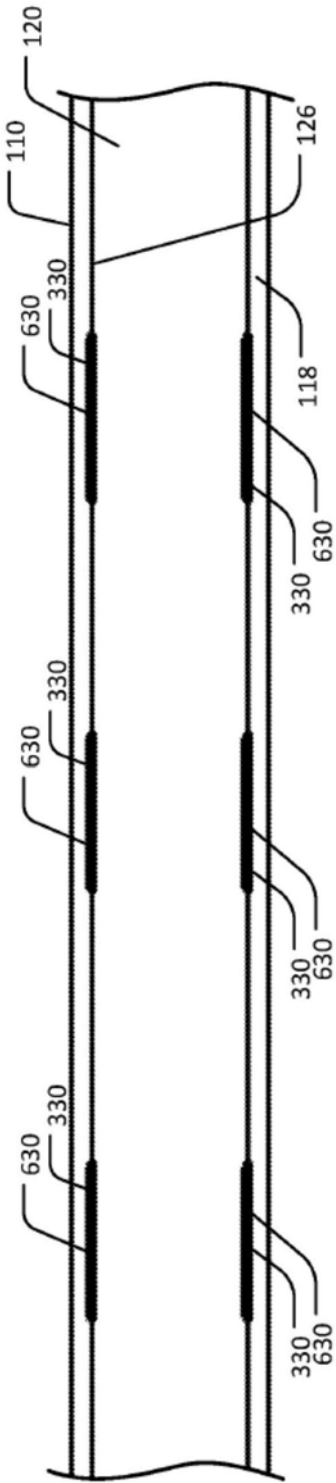


图6

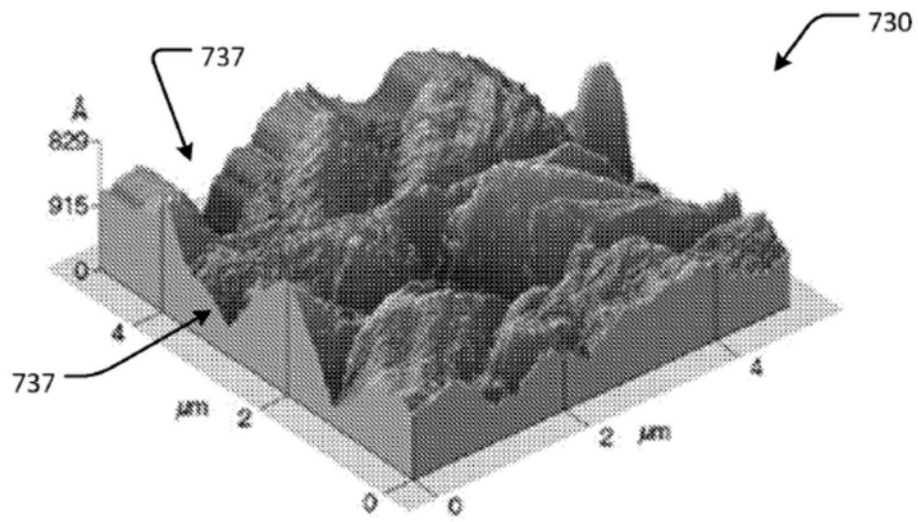


图7

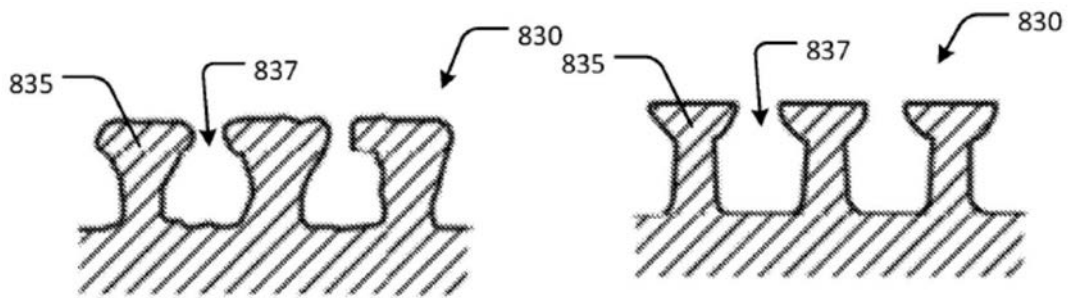


图 8A

图 8B

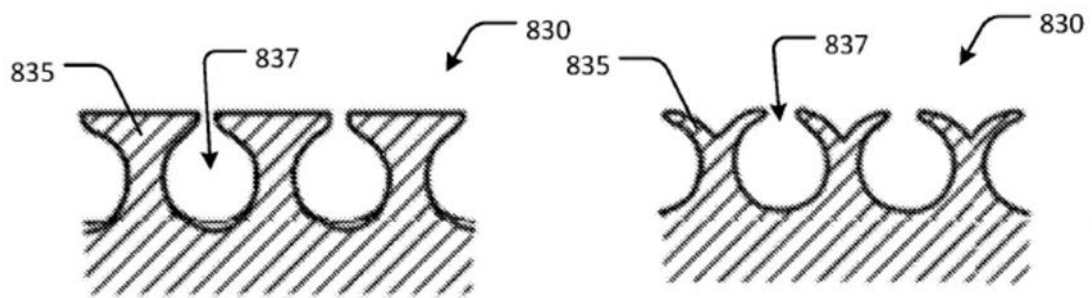


图 8C

图 8D

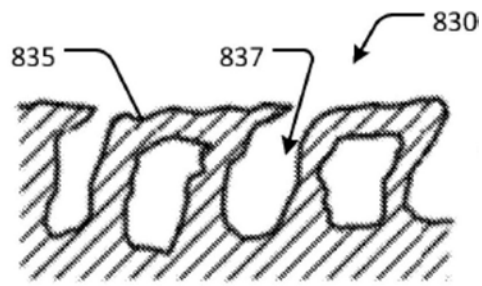


图8E

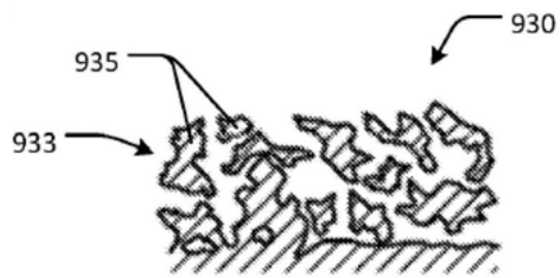


图9

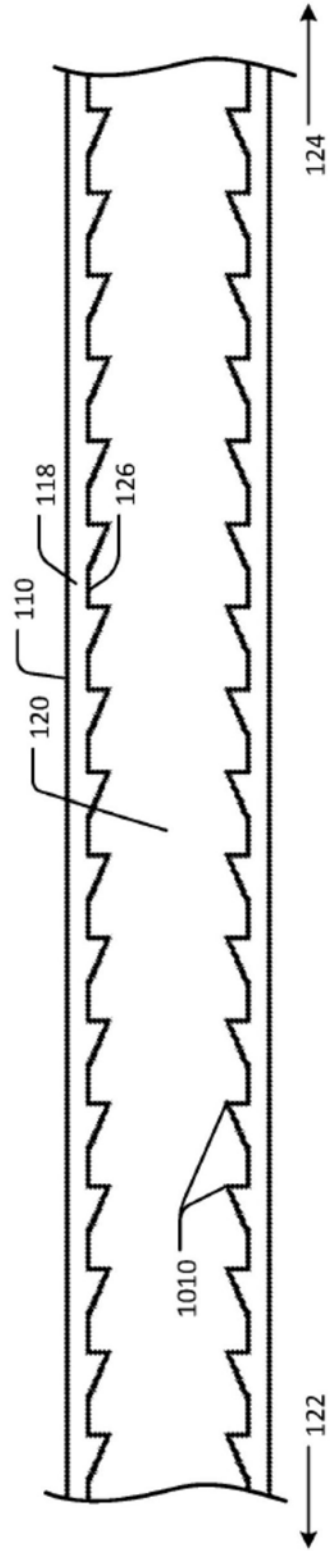


图10A

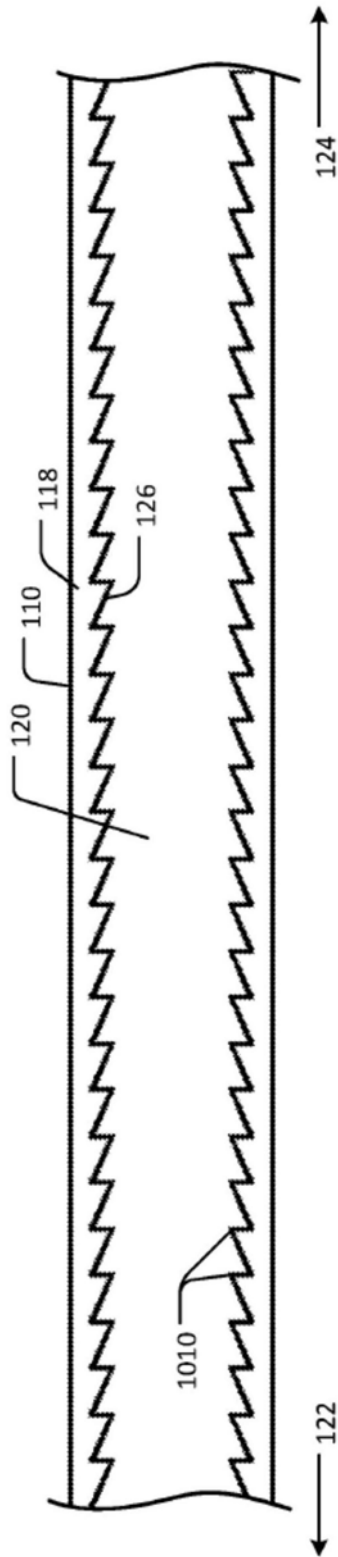


图10B

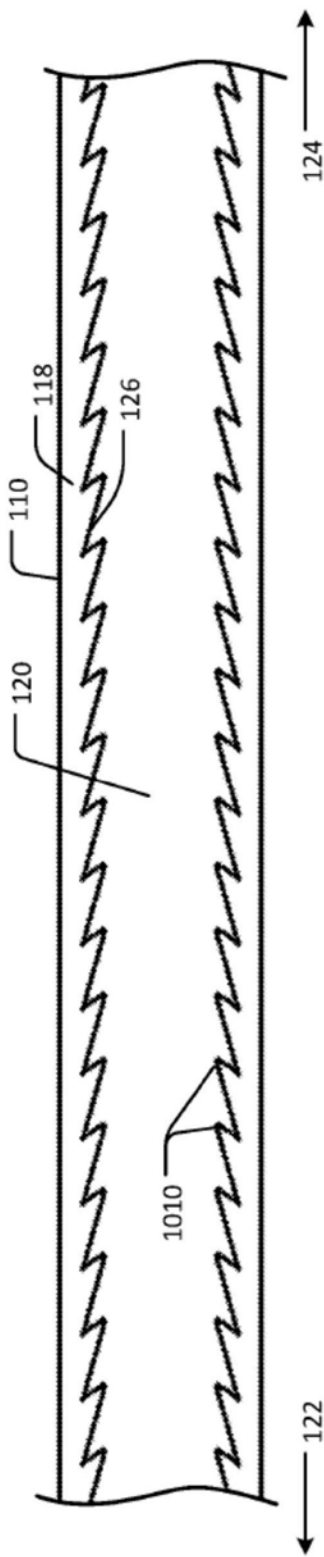


图10C

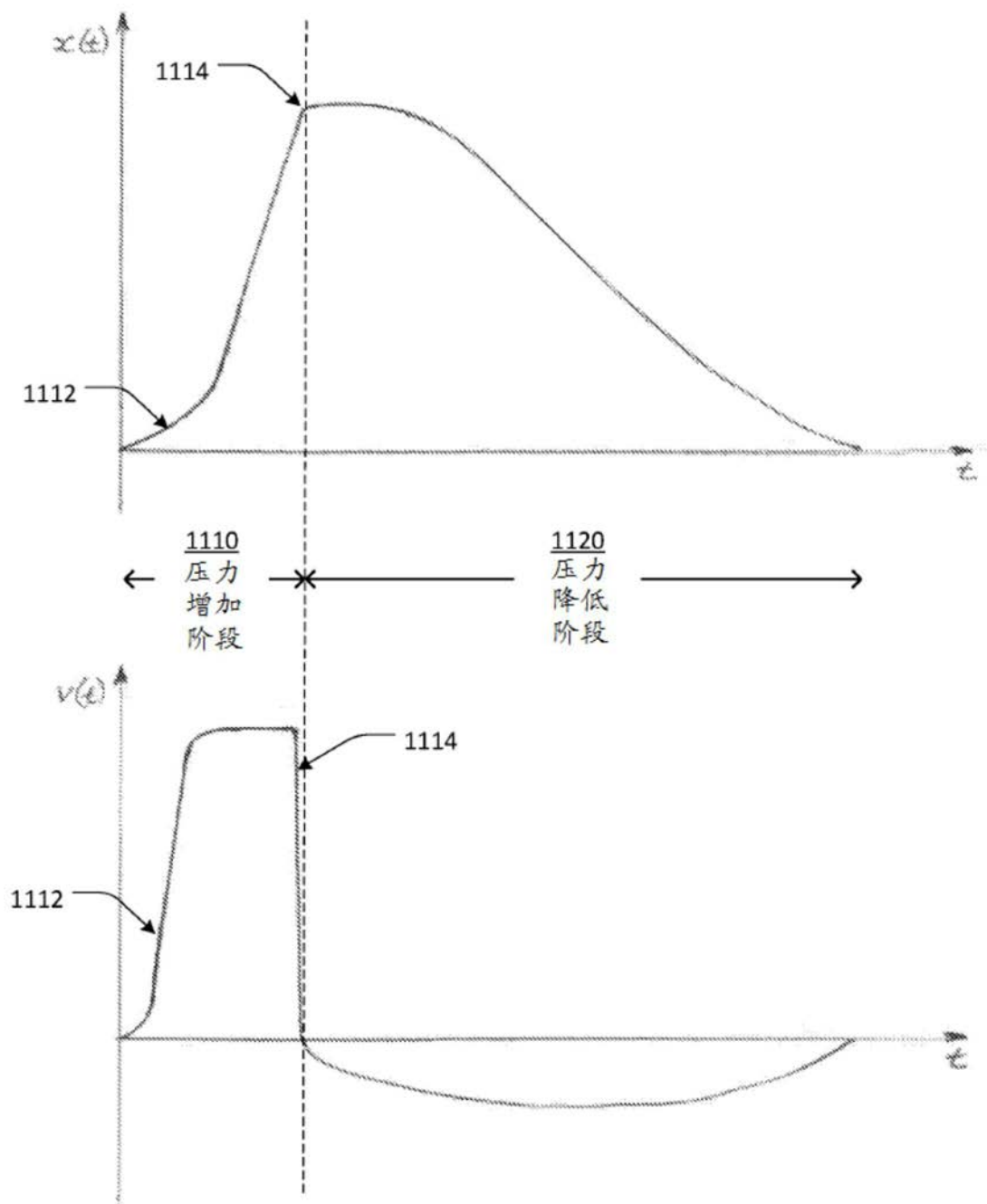


图11

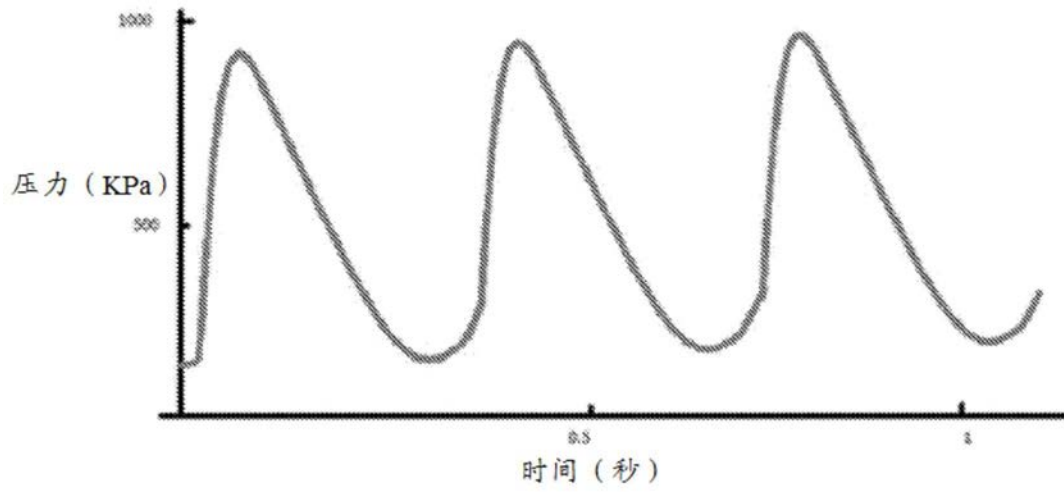


图12

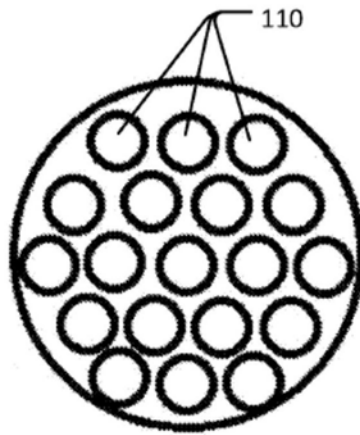


图13A

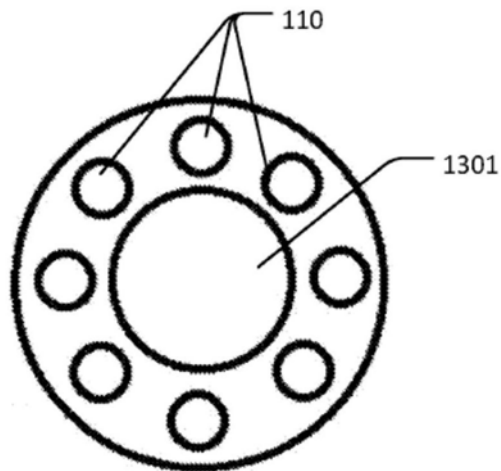


图13B

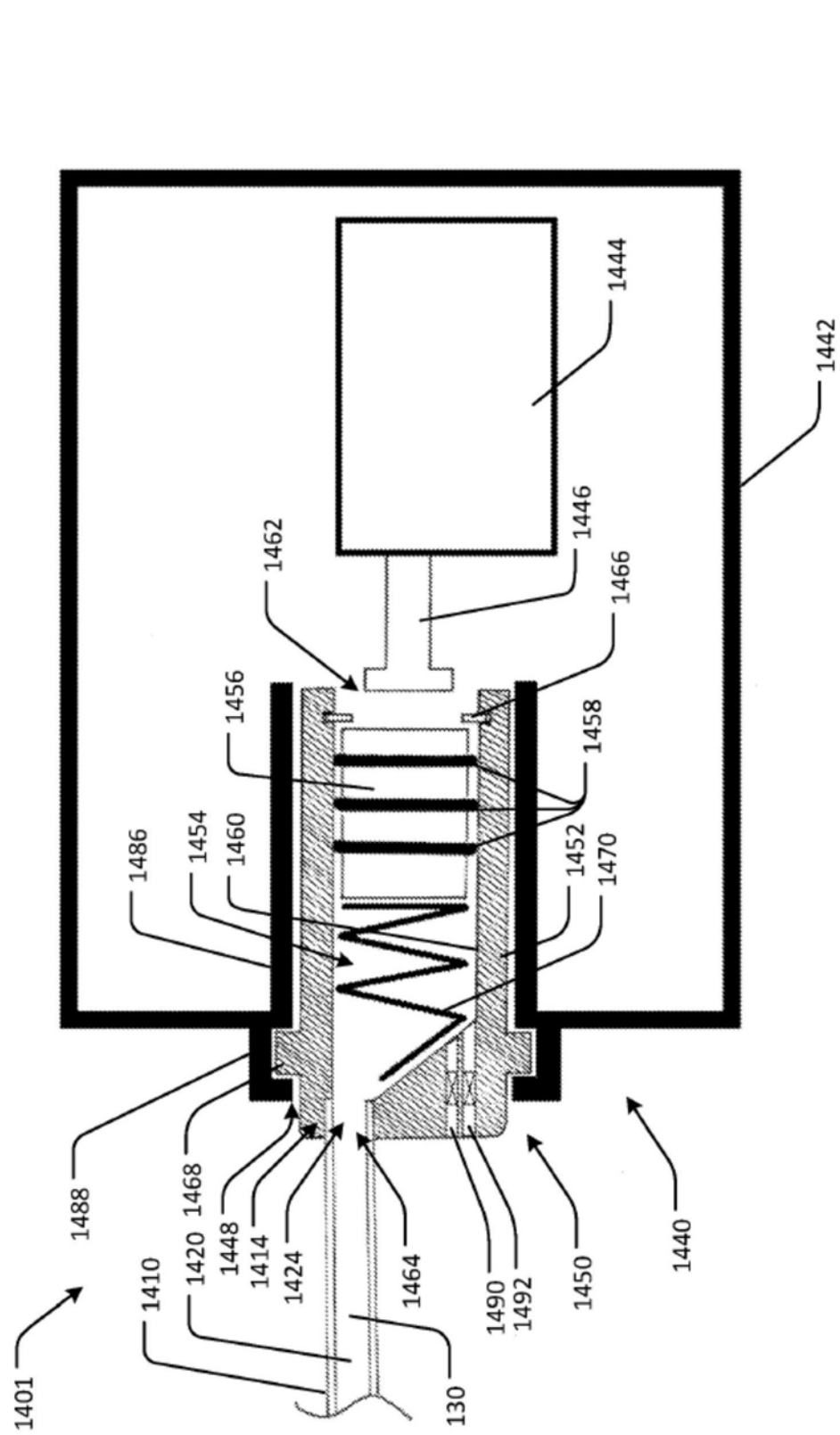


图14

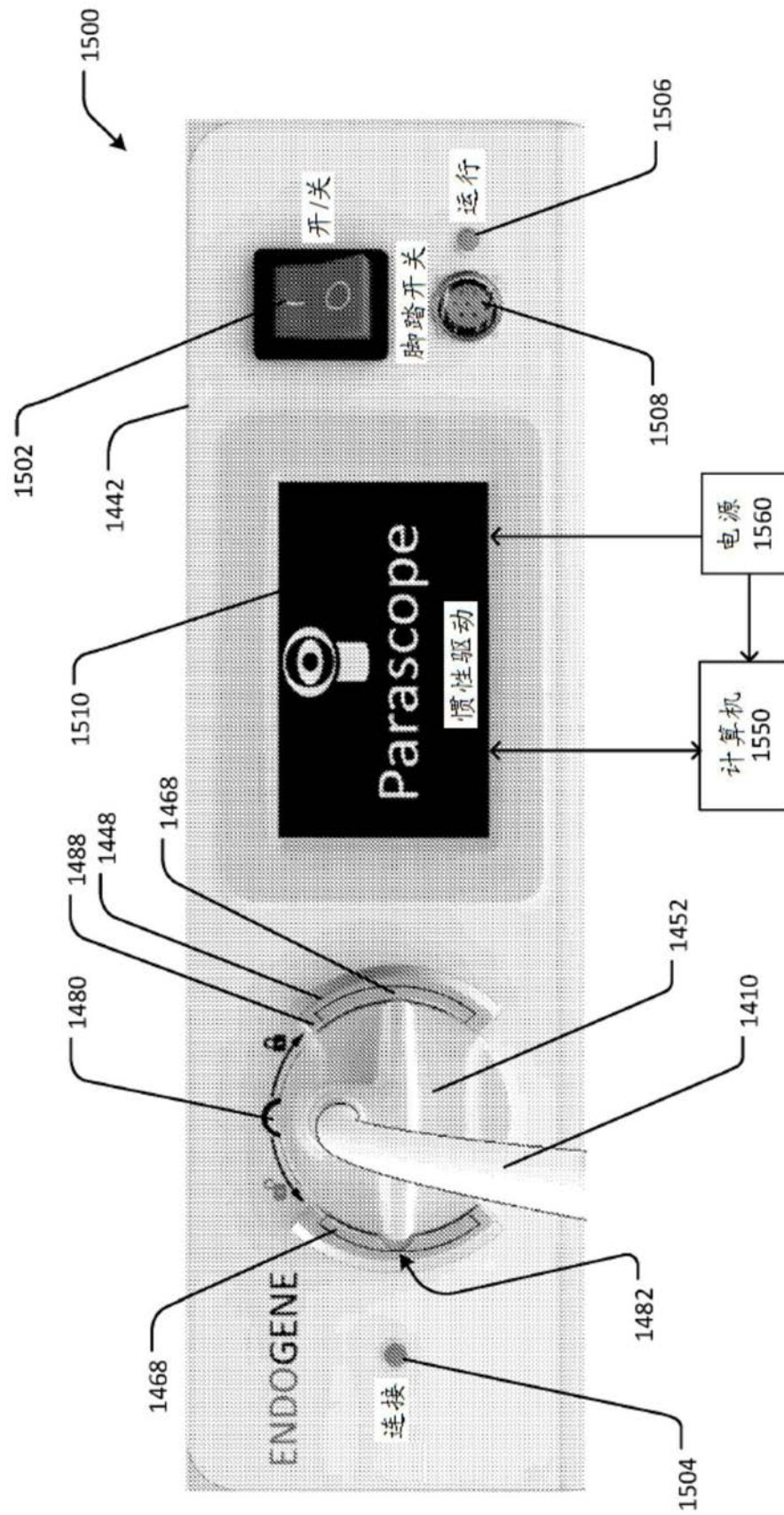


图15

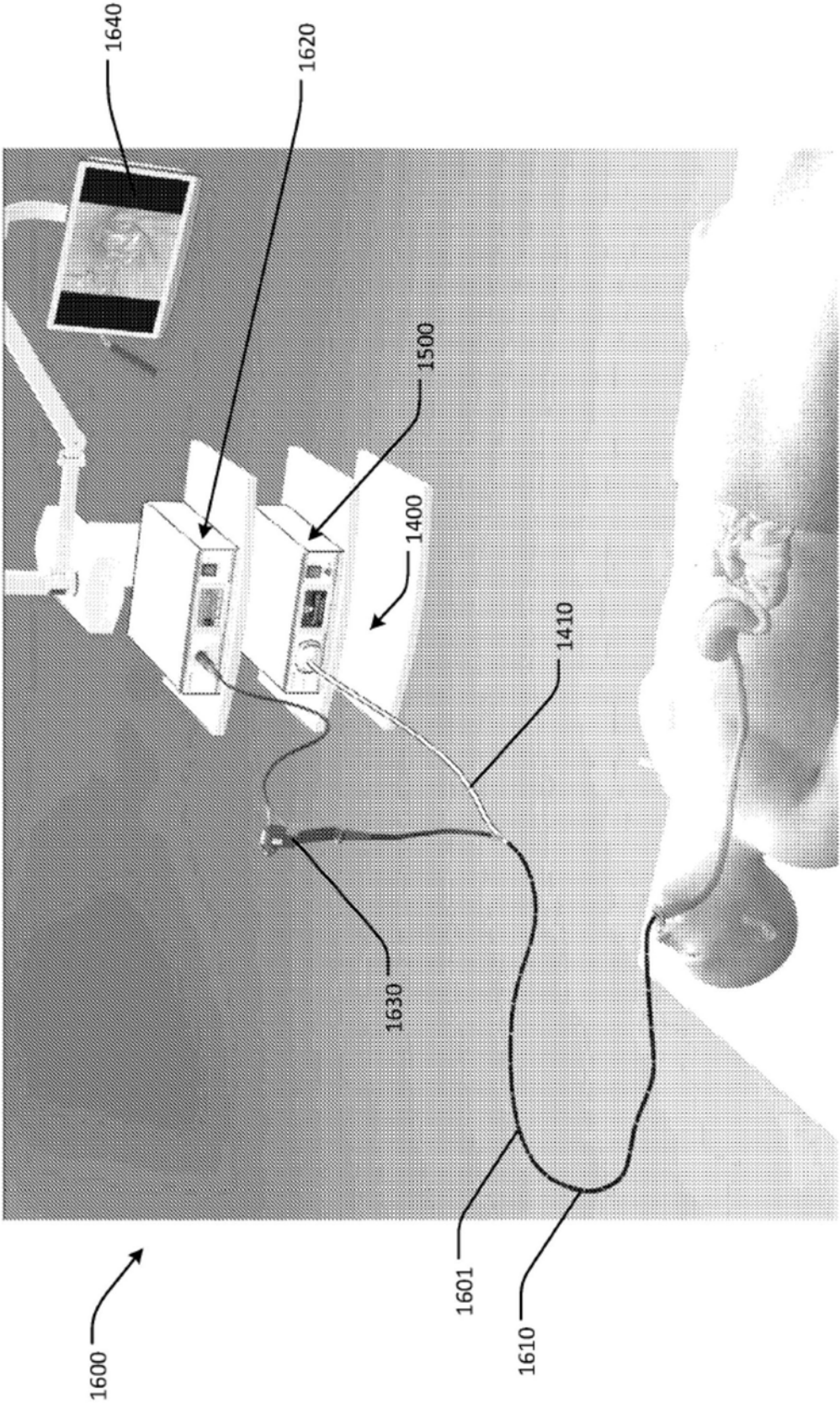


图16

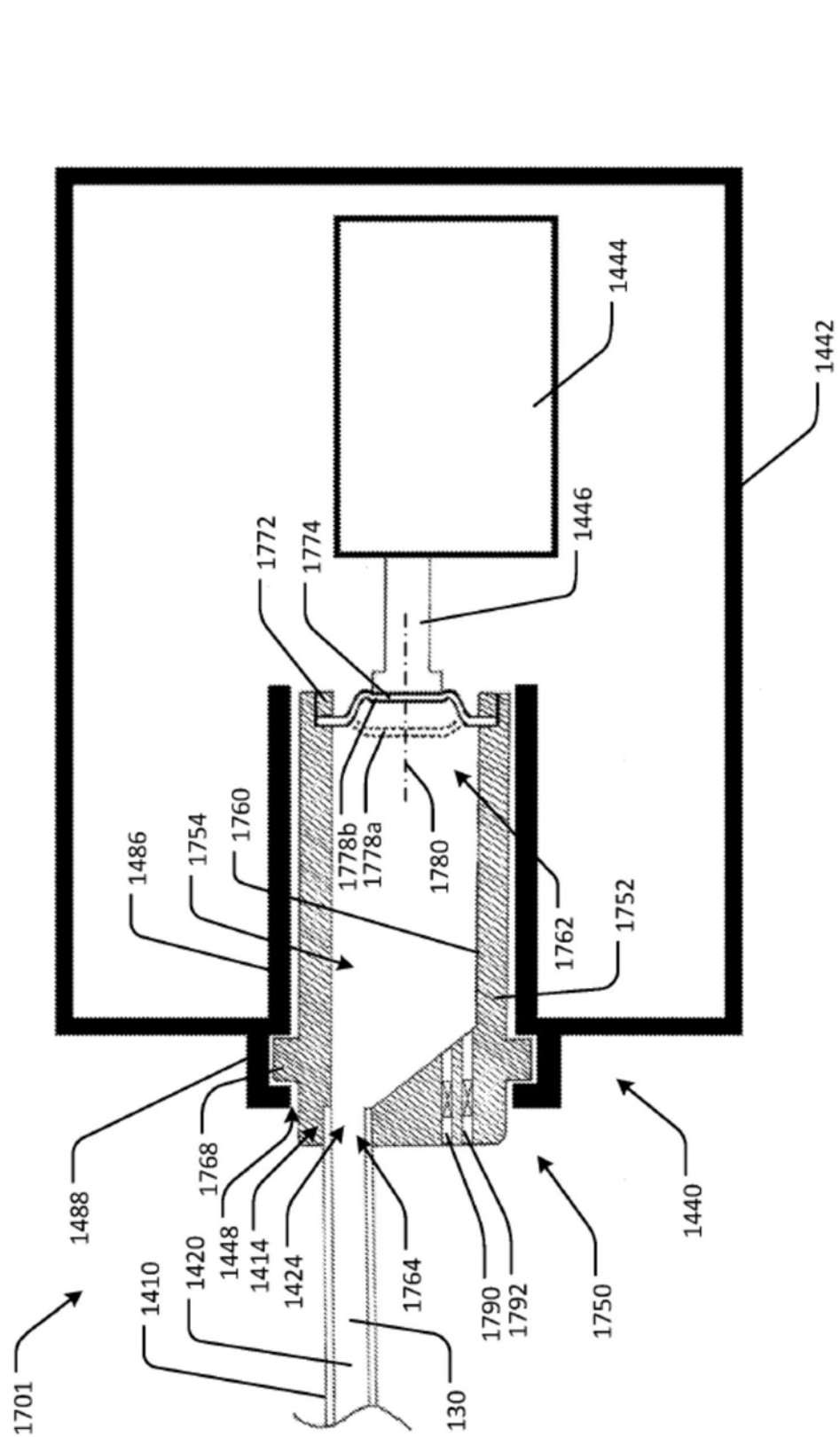


图17