



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110402096 A

(43)申请公布日 2019.11.01

(21)申请号 201880013747.7

(22)申请日 2018.02.26

(30)优先权数据

1703056.0 2017.02.24 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2018/050489 2018.02.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/154326 EN 2018.08.30

(71)申请人 伦敦大学国王学院

地址 英国伦敦

(72)发明人 刘宏斌 J·E·贝恩斯

B·H·海耶

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 相迎军 王小东

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/015(2006.01)

A61B 1/005(2006.01)

A61M 25/01(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

权利要求书4页 说明书31页 附图23页

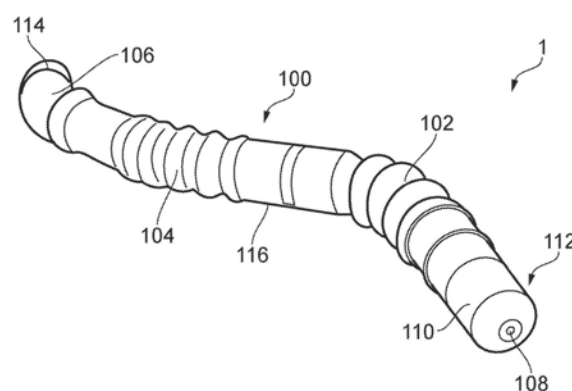
(54)发明名称

机器人装置

(57)摘要

本发明提供了一种机动式机器人装置(1)，该机器人装置能够向前和向后驱动自身，从而位于管状结构(200)(例如，人的结肠或包括两个相对壁(202、204)的任何结构)内时锚固和操纵自身。在这方面，该装置由覆盖在弹性材料中并由内部致动机构驱动的两个节段或三个节段(102, 104, 106)制成。所有这些节段(102, 104, 106)都具有使得能够进行缩短和伸长运动的六角手风琴构造。除长度收缩和伸展之外，端部节段(102, 106)中的至少一者能够以一定角度背离纵向轴线弯曲，使得它变成楔入在或卡在管状结构(200)的壁(202, 204)之间。也就是说，端部节段(102, 106)既能够进行弯曲动作又能够进行收缩和伸展动作。该装置(1)通过以下方式进行移动：交替地将节段(102, 104, 106)卡在管状结构(200)的壁(202, 204)之间，然后收缩或伸展这些节段(102, 104, 106)，以通过更有效的机动动作使装置(1)向前缓慢移动。如此，本发明提供了一

种简化的设计，该设计对于恶劣或不洁的环境来说更加稳健，同时仍然保持该装置所需的性能水平。



1. 一种用于在具有相对壁的结构内使用的机动式机器人装置, 该装置具有细长主体, 该细长主体包括:

第一节段; 以及

第二节段, 该第二节段与所述第一节段邻接;

其中, 所述第一节段和所述第二节段被配置为沿着所述细长主体的纵向轴线收缩和伸展; 并且

其中, 所述第一节段还被配置为与所述细长主体的所述纵向轴线成一定角度地弯曲, 使得在弯曲时所述第一节段变成楔入在所述结构的第一壁和第二壁之间。

2. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述第一节段还被配置为弯曲到所述第一节段夹紧所述结构的壁的程度。

3. 根据权利要求1或2所述的装置, 其中, 所述第一节段弯曲的角度取决于所述结构的直径。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的装置, 所述装置还包括与所述第二节段邻接的第三节段, 其中, 所述第三节段被配置为:

沿着所述细长主体的所述纵向轴线收缩和伸展; 并且

与所述细长主体的所述纵向轴线成一定角度地弯曲, 使得在弯曲时所述第三节段变成楔入在所述结构的所述第一壁和所述第二壁之间。

5. 根据权利要求4所述的装置, 其中, 所述第三节段还被配置为弯曲到所述第三节段夹紧所述结构的壁的程度。

6. 根据权利要求4或5所述的装置, 其中, 所述第三节段弯曲的角度取决于所述结构的直径。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的装置, 其中, 所述细长主体包括外套管。

8. 根据权利要求7所述的装置, 其中, 所述外套管包括被配置为在使用中沿着所述细长主体的所述纵向轴线在第一方向上增加摩擦的表面。

9. 根据权利要求7所述的装置, 其中, 所述外套管包括被配置为在使用中沿着所述细长主体的所述纵向轴线在第一方向和相反的第二方向上增加摩擦的表面。

10. 根据权利要求8或9所述的装置, 其中, 所述表面包括能在第一位置和第二位置之间移动的多个鱼鳞状或纤毛状突起。

11. 根据权利要求10所述的装置, 其中, 所述第一位置包括所述多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述细长主体的所述纵向轴线基本上平行, 并且其中所述第二位置包括所述多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述细长主体的所述纵向轴线基本上垂直。

12. 根据权利要求7所述的装置, 其中, 所述外套管是弹性丝网。

13. 根据权利要求7或12所述的装置, 其中, 所述外套管被配置为根据所述细长主体的一个或更多个部分的移动而改变直径和/或刚度。

14. 根据权利要求1至11中任一项所述的装置, 其中, 所述第一节段和第二节段是液压或气动致动的。

15. 根据权利要求14所述的装置, 其中, 所述第一节段和所述第二节段包括:

柔性主体, 该柔性主体具有贯穿该柔性主体延伸的一个或更多个致动室, 其中所述一个或更多个致动室被配置为接纳流体。

16. 根据权利要求14或15所述的装置,其中,所述柔性主体还包括贯穿该柔性主体延伸的至少一个空腔,所述至少一个空腔包括内部增强装置。

17. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述柔性主体包括两个或更多个空腔。

18. 根据权利要求16或17所述的装置,其中,所述内部增强装置被配置为在所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。

19. 根据权利要求16至18所述的装置,其中,所述内部增强装置被配置为随所述柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。

20. 根据权利要求16至19所述的装置,其中,所述内部增强装置的径向刚度使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。

21. 根据权利要求16至20所述的装置,其中,所述内部增强装置是以下中的一种:弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

22. 根据权利要求16至21所述的装置,其中,所述至少一个空腔被配置为接纳以下中的一者或多者:医疗器械、成像装置和流体。

23. 根据权利要求15至22所述的装置,其中,所述柔性主体被包封在外部增强装置中。

24. 根据权利要求23所述的装置,其中,所述外部增强装置被配置为在所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。

25. 根据权利要求23或24所述的装置,其中,所述外部增强装置被配置为随所述柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。

26. 根据权利要求23至25所述的装置,其中,所述外部增强装置的径向刚度使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。

27. 根据权利要求23至26所述的装置,其中,所述外部增强装置是以下中的一种:弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

28. 根据权利要求15至27中任一项所述的装置,其中,所述柔性主体由弹性体材料形成。

29. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述细长主体被配置为与远程控制系统通信。

30. 根据权利要求29所述的装置,其中,所述细长主体包括传感器系统,所述传感器系统被布置成向所述控制系统输出关于所述结构内的所述细长主体的位置和/或定向的信息。

31. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述装置是内窥镜。

32. 一种用于在具有相对壁的结构内使用的机动式机器人装置,该装置具有细长主体,该细长主体包括:

多个节段,所述多个节段被配置为在至少第一方向上移动;以及

外套管,该外套管包围所述多个节段,其中所述外套管的直径和/或刚度被布置成根据所述多个节段中的一个或更多个节段在所述第一方向上的移动而改变。

33. 根据权利要求32所述的装置,其中,所述外套管包含弹性材料。

34. 根据权利要求33所述的装置,其中,所述弹性材料是弹性丝网。

35. 根据权利要求32至34中任一项所述的装置,其中,所述第一方向沿着所述细长主体的所述纵向轴线,使得所述多个节段被布置成增大和减小长度。

36. 根据权利要求44所述的装置, 其中, 所述外套管的直径和/或刚度被布置成响应于长度的减小而增大。

37. 根据权利要求35或36所述的装置, 其中, 所述外套管的直径和/或刚度被布置成响应于长度的增大而减小。

38. 根据权利要求32至37中任一项所述的装置, 其中, 所述装置是内窥镜。

38. 一种系统, 该系统包括:

根据权利要求1至37中任一项所述的装置; 以及

控制系统, 该控制系统被布置成向所述装置输出驱动信号。

39. 一种机动式装置, 该机动式装置具有包括多个节段的细长主体, 其中一节段包括:

柔性主体; 以及

一个或更多个致动室, 所述一个或更多个致动室沿着所述柔性主体的长度延伸, 其中, 所述一个或更多个致动室被配置为借助于流体而致动, 以由此致使所述柔性主体沿着所述装置的纵向轴线收缩和伸展和/或与所述装置的纵向轴线成一定角度地弯曲。

40. 根据权利要求39所述的装置, 其中, 所述柔性主体还包括贯穿该柔性主体延伸的至少一个空腔, 所述至少一个空腔包括内部增强装置。

41. 根据权利要求40所述的装置, 其中, 所述柔性主体包括两个或更多个空腔。

42. 根据权利要求40或41所述的装置, 其中, 所述内部增强装置被配置为在所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。

43. 根据权利要求42所述的装置, 其中, 所述内部增强装置被配置为随所述柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。

44. 根据权利要求40至43所述的装置, 其中, 所述内部增强装置的径向刚度使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。

45. 根据权利要求40至44所述的装置, 其中, 所述内部增强装置是以下中的一种: 弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

46. 根据权利要求40至45所述的装置, 其中, 所述至少一个空腔被配置为接纳以下中的一者或多者: 医疗器械、成像装置和流体。

47. 根据权利要求39至46所述的装置, 其中, 所述柔性主体被包封在外部增强装置中。

48. 根据权利要求47所述的装置, 其中, 所述外部增强装置被配置为在所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。

49. 根据权利要求47或48所述的装置, 其中, 所述外部增强装置被配置为随所述柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。

50. 根据权利要求47至49所述的装置, 其中, 所述外部增强装置的径向刚度使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。

51. 根据权利要求47至48所述的装置, 其中, 所述外部增强装置是以下中的一种: 弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状的支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

52. 根据权利要求39至51中任一项所述的装置, 其中, 所述柔性主体由弹性体材料形成。

53. 根据权利要求39至52中任一项所述的装置, 所述装置还包括泵, 所述泵被配置为将流体泵送进和泵送出所述一个或更多个致动室。

54. 根据权利要求39至53中任一项所述的装置,所述装置还包括包封所述多个节段的外套管。

55. 根据权利要求54所述的装置,其中,所述外套管包括被配置为在使用中沿着所述装置的所述纵向轴线在第一方向上增加摩擦的表面。

56. 根据权利要求54所述的装置,其中,所述外套管包括被配置为在使用中沿着所述装置的所述纵向轴线在第一方向和相反的第二方向上增加摩擦的表面。

57. 根据权利要求55或56所述的装置,其中,所述表面包括能在第一位置和第二位置之间移动的多个鱼鳞状或纤毛状突起。

58. 根据权利要求57所述的装置,其中,所述第一位置包括所述多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述装置的所述纵向轴线基本上平行,并且其中所述第二位置包括所述多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述装置的所述纵向轴线基本上垂直。

59. 根据权利要求39至58中任一项所述的装置,其中,所述装置是内窥镜。

机器人装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有自适应锚固的机动式自转向机器人装置。具体地说,本发明涉及一种多节段机动式装置,该多节段机动式装置进行分段弯曲锚固以便用于探测具有相当长度、高度曲折和/或顺应性并且现有技术努力有效操纵的小管状结构(特别是难以到达位置的那些结构)。

背景技术

[0002] 存在许多包含较小管状结构的天然的或人造的结构。自然界中出现的这种结构的示例是人体,人体具有诸如肠道和食道这样的管状结构。人造结构的示例可以是具有管道工程丝网络的建筑物。通常必须在原位勘察管状结构的内部。然而,在管状结构非常长和/或曲折并因此难以到达的情况下,或者在诸如必须尽可能创伤微小的人体这样的情况下,需要可以容易地在受外部控制的同时沿着管状结构的内部进行操纵的装置。

[0003] 这种装置的示例是常用于筛查结肠癌或胃癌的内窥镜(诸如,图1中示出的内窥镜)。内窥镜还可以被用于执行活检以测试可疑组织或者将肿瘤或息肉全部一起去除。典型的内窥镜是纤细的长柔性器械,其远端带有摄像头和灯,这种内窥镜具有用于引入柔性器械的工作通道¹。为了贯穿人体结肠移动,由内窥镜医师手动推动该装置。装置的远端可以转向,从而允许对移动方向进行某种控制。主体的其余部分是能被动屈伸的。当内窥镜医师推动内窥镜的端部以使内窥镜前进时,内窥镜的能被动屈伸的部分会造成结肠显著变形。结果,诸如结肠镜检查这样的过程对于患者来说可能是非常不舒服的。有证据²表明,对这种不适感的恐惧是患者逃避定期筛查的主要原因之一,因此是结直肠癌病例数量的重要影响因素。

[0004] 尽管这些内窥镜的柔性使其能够被推动,但它们的柔性使其能够容易地在人体内部行进,这种完全一样的柔性可能是各种困难的根源。例如,当将柔性内窥镜穿过肠道前进时,内窥镜医师从一端推动。然后,柔性轴在结肠内部的部分对肠道壁施加力。另外,因为内窥镜的主体具有如此柔性,所以结肠内部的阻力也有可能防止远端在被推动时前进。结果,柔性轴的部分可能自身向回环绕,从而再次引起肠道大幅变形。这两种情形都会给患者带来极大的不适。³

[0005] 双球囊肠镜(推拉式肠镜)是允许在小肠中进行完全可视化、活检和治疗的新方法⁴。双球囊肠镜使用两个球囊行进通过肠道;一个球囊在管外的端部而另一个球囊附接到内窥镜的端部⁵。通过利用两个球囊与肠壁的界面的摩擦,可以将肠镜进一步插入小肠中,而没有形成不必要的环。

[0006] 胶囊内窥镜检查涉及患者吞咽小的其内安装有摄像头的药丸形装置。然后,该装置像食物一样被动地移动穿过整个消化道,沿途捕获图像并且将它们传输到外部视图屏幕^{5,6}。这种装置的问题在于,它无法被控制并因此产生必须被彻底检查以进行诊断的数个小时的影片。倘若发现可疑区域,也无法重新定位摄像头进行更详细的检查。

[0007] 一些研究人员一直在开发潜在的机器人解决方案来取代传统的内窥镜。对于这种

装置,机动(locomotion)是一个重要因素。机器人必须能够携带着手术所必需的微型摄像头、活检和水通道推进自身穿过结肠。另外,还需要用可转向的远端来控制摄像头的视角并且主动地引导活检工具。此外,如果移动穿过结肠的过程是自动化的,则医生能够完全集中精力来根据装置所捕获的图像进行诊断⁸。

[0008] 机器人内窥镜的许多机动技术是基于蠕虫类生物的移动。例如,US 4,176,662涉及一种用于机器人结肠镜检查的装置,该装置采用了尺蠖所使用的爬行方法。在1995年,设计出了一种基于MEDI-WORM的内窥镜系统,该系统使用压缩气体作为动力源并且使用橡胶球囊作为驱动器来模拟蚯蚓的蠕动移动⁹。在1996年,开发出了一种自推进机器人内窥镜,它能够在结肠中半自主地移动,但是只能向前移动而不能向后移动¹⁰。之后在1999年,创建了视觉引导的微机器人结肠镜系统。该系统是一种视觉引导的自主系统,它能够在人体结肠中进行移动、测试、分析和诊断。该研究包括建立操纵微机器人的数学模型以及基于传感器数据进行路径规划的理论研究¹¹。其他设计依赖于齿轮DC马达来致动节段之间的连杆,从而产生蠕动运动¹²,并且包括锚固机构,该锚固机构允许最前节段或最后节段在其周围环境中的摩擦增加¹³。

[0009] 许多受蠕虫启发的设计引入了柔软的丝网主体。早期基于丝网的机器人由三个意图是专门用于结肠镜检查的气动节段组成¹⁴,其中,使基于人造肌肉的囊状结构膨胀以在特定节段中引起膨胀和收缩。按正确的顺序这样做,实现了蠕动运动。其他装置依赖于形状记忆合金(SMA)致动器来产生类蠕虫的爬行运动^{15,16}。为了确保此装置向前移动,在机器人的外皮上内置小弯钩,以增加一个方向上的摩擦。虽然在向前移动期间有效,但是此特征确实防止了装置向后移动。

[0010] 其他设计包括随后在一系列SMA致动器的作用下变形的类似弹簧的柔软丝网¹⁷。致动器的布置受到圆形和纵肌纤维如何在一般蚯蚓体内起作用的启发。然后,通过蠕动实现运动。

[0011] 除了受蠕虫启发的装置之外,一些机器人内窥镜从蛇的蜿蜒机动中获取启发,在蛇体内,身体形成一系列S形水平环并且每个环都对抗任何表面阻力进行推动而向前移动¹⁸。

[0012] 美国专利No.5,662,587提供了本领域已经知道的用于内窥镜手术的机器人装置的其他示例。该文献中描述的装置包括彼此附接的多个节段。牵引节段包围内腔壁,而其他节段包括致动器,这些致动器致使内窥镜借助弯曲、延伸或弯曲和延伸的某种组合而局部变形其形状。提供了用于使这些节段的动作按照顺序进行以通过弯曲和柔性的内腔致使得到类似尺蠖或类似蛇的机动或者它们的组合。

发明内容

[0013] 本发明的实施方式通过提供一种机动式机器人装置来解决上述问题,该机器人装置能够向前和向后驱动其自身,从而在处于管状结构(例如,人的结肠)或包括两个相对壁的任何结构内时锚固自身和使自身转向。在这方面,该装置由覆盖在弹性材料中并由内部致动机构驱动的两个节段或三个节段组成。所有这些节段都具有使得能够进行缩短和伸长运动的六角手风琴构造。除长度收缩和伸展之外,端部节段中的至少一个端部节段能够以一定角度背离纵向轴线弯曲,使其变得楔入或卡在管状结构的壁之间。也就是说,端部节段

既能够进行弯曲动作又能够进行收缩和伸展动作。该装置通过以下方式进行移动：将节段交替地卡住或锚固在管状结构的壁之间，然后收缩或伸展这些节段，以通过更有效的机动动作使装置向前缓慢移动。该节段也可以弯曲，以便钩住环境的角部或突起。在顺应性环境的情况下，该节段可以弯曲，以便在结构的壁中形成折叠并继续夹紧它。如此，本发明提供了一种简化的设计，该设计对于恶劣或不洁的环境来说更加稳健，同时仍然保持该装置所需的性能水平。

[0014] 可以根据管状结构的尺寸来调节节段的弯曲角度。也就是说，该节段将以一定角度弯曲，该角度足以确保弯曲将造成与管状结构的壁接触，而没有达到它施加过大力的程度，该力的大小可以通过精确的致动器控制来调节。重复这一序列的移动，使得装置以与蠕虫的动作类似的机动动作移动通过管状结构。

[0015] 此外，弹性材料壳体是自适应性的，以便允许在运行时针对装置特性进行调节。在这方面，丝网随着节段的纵向移动而膨胀和收缩，以调节节段的直径和刚度。当节段纵向收缩和缩短时，丝网壳体膨胀，由此增大该节段的直径和刚度。这有助于创建更牢固的锚固点并且将装置保持就位，从而防止装置向后滑动。相反地，当节段纵向伸展并伸长时，丝网收缩至其原始构造，由此减小该节段的直径和刚度。当设备正向前移动时，这有助于装置平稳地移动通过管状结构。

[0016] 在一方面，本发明提供了一种用于在具有相对壁的结构内部使用的机动式机器人装置，该装置具有细长主体，该细长主体包括：第一节段；以及第二节段，该第二节段与所述第一节段邻接，其中，所述第一节段和所述第二节段被配置为沿着所述细长主体的纵向轴线收缩和伸展，并且其中所述第一节段还被配置为与所述细长主体的所述纵向轴线成一定角度地弯曲，使得在弯曲时，所述第一节段变成为楔入在所述结构的第一壁和第二壁之间。

[0017] 如此，用于将装置锚固在结构内的节段能够弯曲以提供该锚固，同时收缩和伸展以帮助将装置在结构内向前驱动。因此，两个节段都能够有助于向前移动。

[0018] 所述第一节段还可以被配置为弯曲到所述第一节段夹紧所述结构的壁的程度。这有助于将装置进一步锚固在结构内。所述第一节段还可以被配置为弯曲到所述第一节段钩住所述结构的壁的角部的程度。

[0019] 所述第一节段的弯曲角度可以取决于所述结构的直径。如此，可以控制所述第一节段的弯曲角度，使得足以将第一节段锚固在结构的壁之间，而没有达到第一节段对结构的壁施加过大力的量的程度。这对于防止结构受损是重要的。在这方面，可以通过用于致动第一节段的装置来控制施加到壁上的力的量。

[0020] 所述装置还可以包括与所述第二节段邻接的第三节段，其中所述第三节段被配置为：沿着所述细长主体的所述纵向轴线收缩和伸展；并且与所述细长主体的所述纵向轴线成一定角度地弯曲，使得在弯曲时，所述第三节段变成楔入在所述结构的所述第一壁和所述第二壁之间。

[0021] 在装置中添加该第三节段为机动序列(或运动序列)提供了附加步骤，由此增加装置的速度和功效。例如，第三节段能够在通过弯曲将它自身锚固在结构的壁之间之前线性地收缩，然后随第二节段线性地伸展，以将所述第一节段向前驱动。此外，通过包括能够进行收缩和伸展动作以及弯曲动作的第三节段，该装置能够沿着结构在两个方向上移动。

[0022] 所述第三节段还可以被配置为弯曲到其夹紧所述结构的壁的程度。所述第三节段

的弯曲角度也可以取决于所述结构的直径。所述第三节段还可以被配置为弯曲到所述第三节段钩住所述结构的壁的角部的程度。

[0023] 所述细长主体还可包括外套管,其中,所述外套管可以是弹性丝网。

[0024] 所述外套管可以包括被配置为在使用时沿着所述细长主体的所述纵向轴线在第一方向上增加摩擦的表面。也就是说,如果该装置在特定方向上移动,则外套管被配置为增加与部署该装置的管状结构的壁的摩擦。这有助于防止所述装置向后滑动,并且进一步有助于所述装置自身在角部周围移动。

[0025] 所述外套管可以包括被配置为在使用时沿着所述细长主体的所述纵向轴线在第一方向和相反的第二方向上增加摩擦的表面。在这样做时,所述外套管被配置为有助于防止外套管在任一方向上向回滑动。

[0026] 在这方面,所述表面可以包括能在第一位置和第二位置之间移动的多个鱼鳞状或纤毛状突起。所述第一位置可以包括所述多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述细长主体的所述纵向轴线基本上平行,而所述第二位置包括所述多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述细长主体的所述纵向轴线基本上垂直。如此,当在一个方向上移动时,鱼鳞状或纤毛状突起可以平放在所述装置的表面上。当在相反方向上移动时,鱼鳞状或纤毛状突起因而向上竖立,使得它们垂直于细长主体的表面,从而使它们抓住部署它们的管状结构的壁。如此,鱼鳞状或纤毛状突起被配置为改变取向,以便在装置改变弯曲角度时改变表面摩擦。

[0027] 所述外套管可以被配置为根据所述细长主体的一个或更多个部分的移动而改变直径和/或刚度。例如,当节段沿着纵向轴线收缩时,外套管的直径和刚度可以增大。相反,当节段沿着纵向轴线伸展时,外套管的直径和刚度可以减小。

[0028] 第一节段和第二节段可以是液压或气动致动的。

[0029] 在这方面,所述第一节段和所述第二节段可以包括柔性主体,所述柔性主体具有贯穿其中的一个或更多个致动室,其中,所述一个或更多个致动室被配置为接纳流体。这样,流体被泵送进和泵送出致动室,从而致使这些致动室沿着细长主体的纵向轴线伸展和收缩,和/或与细长主体的纵向轴线成一定角度地弯曲。

[0030] 所述柔性主体还可以包括贯穿其中延伸的至少一个空腔,所述至少一个空腔包括内部增强装置。

[0031] 优选地,所述柔性主体包括两个或更多个空腔。

[0032] 所述内部增强装置可以被配置为当所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。通过限制所述致动室的横向膨胀,而使所述致动室在流体被泵送进和泵送出所述致动室时纵向地伸展和收缩。此外,由内部增强装置对横向膨胀提供的限制通过防止致动室相互干扰来减少致动室之间的交叉耦合。因此,这些内部增强装置还在相邻的致动室被致动时防止空腔向内坍塌。这对于保护可以被包封在空腔内的其他器械和设备也是重要的。

[0033] 内部增强装置可以被配置为随柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。也就是说,虽然有足够刚度以防止致动室横向膨胀,但是内部增强装置被配置为使得它们能够沿着装置的纵向轴线伸展和收缩并且能够与纵向轴线成一定角度地弯曲。

[0034] 所述内部增强装置的径向刚度可以使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。也就是说,内部增强装置具有适于防止致动室进行的任何径向向外膨胀的结构。

[0035] 内部增强装置可以是以下中的一种：弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

[0036] 至少一个空腔可以被配置为接纳以下中的一者或多者：医疗器械、成像装置和流体。

[0037] 所述柔性主体可以被包封在外部增强装置中，其中，所述外部增强装置可以被配置为当所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。如上所述，通过限制致动室的横向膨胀，而使所述致动室在流体被泵送进和泵送出所述致动室时纵向地伸展和收缩。

[0038] 外部增强装置也可以被配置为随柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。也就是说，虽然有足够刚度以防止致动室横向膨胀，但是外部增强装置被配置为使得它们能够沿着装置的纵向轴线伸展和收缩并且能够与纵向轴线成一定角度地弯曲。

[0039] 所述外部增强装置的径向刚度可以使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。

[0040] 外部增强装置可以是以下中的一种：弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

[0041] 所述柔性主体可以由弹性体材料形成。应该理解，柔性主体可以由任何合适的弹性体材料（例如，橡胶材料）形成。

[0042] 所述细长主体可以被配置为与远程控制系统通信。在这方面，所述细长主体可以包括传感器系统，所述传感器系统被布置成向所述控制系统输出关于所述结构内的所述细长主体的位置和/或定向的信息。

[0043] 在其他方面，本发明提供了一种用于在具有相对壁的结构内使用的机动式机器人装置，该装置具有细长主体，该细长主体包括：多个节段，该多个节段被配置为在至少第一方向上移动；以及外套管，该外套管包封所述多个节段，其中，所述外套管的直径和/或刚度被布置成根据所述多个节段中的一个或更多个节段在所述第一方向上的移动而改变。

[0044] 如此，外套管适应于所述装置的移动，以便沿着结构提供更牢固的锚固和更平滑的移动。

[0045] 所述外套管可以包含弹性材料，其中，所述弹性材料可以是弹性丝网。

[0046] 第一方向可以沿着细长主体的纵向轴线，使得多个节段被布置成增大和减小长度。

[0047] 在第一方向沿着细长主体的纵向轴线的情况下，外套管的直径和/或刚度可以被布置成响应于长度的减小而增大。如此，当节段的长度缩短时，外套管变得更宽更刚硬。这有助于将节段锚固到结构，并且有助于防止装置向后滑动。

[0048] 在第一方向沿着细长主体的纵向轴线的情况下，外套管的直径和/或刚度可以被布置成响应于长度的增大而减小。如此，当节段向回变长时，外套管变得更窄更软。这使得装置能够在向前移动期间容易地适形于结构的曲率，这有助于装置沿着结构平稳地移动。在诸如结肠镜检查的应用中，这对于防止患者不适是重要的。

[0049] 在一个应用中，根据上述任何布置的装置可以是内窥镜。

[0050] 在其他方面，本发明提供了一种包括根据上述布置中的任一个所述的装置以及被布置成向装置输出驱动信号的控制系统的。

[0051] 在其他方面,本发明提供了一种机动装置,该机动装置具有包括多个节段的细长主体,其中,所述节段包括:柔性主体;以及一个或更多个致动室,该一个或更多个致动室沿着所述柔性主体的长度延伸,其中,所述一个或更多个致动室被配置为借助于流体而致动,由此致使所述柔性主体沿着所述装置的纵向轴线收缩和伸展和/或与所述装置的纵向轴线成一定角度地弯曲。

[0052] 这样,流体被泵送进和泵送出所述致动室,从而致使所述致动室沿着细长主体的纵向轴线伸展和收缩和/或与细长主体的纵向轴线成一定角度地弯曲。

[0053] 所述柔性主体还可以包括贯穿其中延伸的至少一个空腔,所述至少一个空腔包括内部增强装置。

[0054] 优选地,所述柔性主体包括两个或更多个空腔。

[0055] 所述内部增强装置可以被配置为当所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。通过限制致动室的横向膨胀,而使致动室在流体被泵送进和泵送出致动室时纵向地伸展和收缩。此外,由内部增强装置对横向膨胀提供的限制通过防止致动室相互干扰来减少致动室之间的交叉耦合。因此,这些内部增强装置还在相邻的致动室被致动时防止空腔向内坍塌。这对于保护可以被封闭在空腔内的其他器械和设备也是重要的。

[0056] 内部增强装置可以被配置为随柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。也就是说,虽然有足够刚度以防止致动室横向膨胀,但是内部增强装置被配置为使得它们能够沿着装置的纵向轴线伸展和收缩并且能够与纵向轴线成一定角度地弯曲。

[0057] 所述内部增强装置的径向刚度可以使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。也就是说,内部增强装置具有适于防止致动室进行的任何径向向外膨胀的结构。

[0058] 内部增强装置可以是以下中的一种:弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

[0059] 至少一个空腔可以被配置为接纳以下中的一者或多者:医疗器械、成像装置和流体。

[0060] 所述柔性主体可以被包封在外部增强装置中,其中,所述外部增强装置可以被配置为在所述一个或更多个致动室接纳流体时限制所述一个或更多个致动室的横向膨胀。如上所述,通过限制致动室的横向膨胀,而使致动室在流体被泵送进和泵送出致动室时纵向地伸展和收缩。

[0061] 外部增强装置也可以被配置为随柔性主体一起收缩、伸展和/或弯曲。也就是说,虽然有足够刚度以防止致动室横向膨胀,但是外部增强装置被配置为使得它们能够沿着装置的纵向轴线伸展和收缩并且能够与纵向轴线成一定角度地弯曲。

[0062] 所述外部增强装置的径向刚度可以使得所述一个或更多个致动室的径向膨胀受到限制。

[0063] 外部增强装置可以是以下中的一种:弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线、六角手风琴状支撑结构、波纹管结构或一系列弹性箍。

[0064] 所述柔性主体可以由弹性体材料形成。应该理解,柔性主体可以由任何合适的弹性体材料(例如,橡胶材料)形成。

[0065] 所述装置还可包括泵,所述泵被配置为将流体泵送进和泵送出所述一个或更多个

致动室。

[0066] 所述装置还可以包括包封多个节段的外套管。

[0067] 所述外套管可以包括被配置为在使用中沿着所述细长主体的所述纵向轴线在第一方向上增加摩擦的表面。也就是说,如果装置在特定方向上移动,则外套管被配置为增加与部署装置的管状结构的壁的摩擦。这有助于防止装置向后滑动,并且进一步有助于装置在角部周围操纵。

[0068] 所述外套管可以包括被配置为在使用中沿着所述装置的所述纵向轴线在第一方向和相反的第二方向上增加摩擦的表面。在这样做时,外套管被配置为有助于防止外套管在任一方向上向回滑动。

[0069] 在这方面,所述表面可以包括能在第一位置和第二位置之间移动的多个纤毛状突起。

[0070] 所述第一位置可以包括所述多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述装置的所述纵向轴线基本上平行,而所述第二位置包括多个鱼鳞状或纤毛状突起与所述装置的所述纵向轴线基本上垂直。如此,当在一个方向上移动时,鱼鳞状或纤毛状突起可以平放在装置的表面上。当在相反方向上移动时,鱼鳞状或纤毛状突起因而向上竖立,使得它们垂直于细长主体的表面,使得它们抓住部署它们的管状结构的壁。如此,鱼鳞状或纤毛状突起被配置为改变取向,以便在节段改变弯曲角度时改变表面摩擦。

[0071] 在一个应用中,根据上述任何布置的装置可以是内窥镜。

附图说明

[0072] 根据仅以举例方式参照附图展示的对以下本发明实施方式的描述,本发明的其他特征和优点将变得清楚,在附图中:

[0073] 图1例示了现有技术的内窥镜;

[0074] 图2例示了根据本发明的实施方式的装置;

[0075] 图3例示了根据本发明的实施方式的操作;

[0076] 图4a是本发明的实施方式的第一部分的剖视图;

[0077] 图4b是本发明的实施方式的第二部分的剖视图;

[0078] 图5a至图5c是本发明的实施方式的三个部分的剖视图;

[0079] 图6例示了本发明的操作;

[0080] 图7a至图7c例示了本发明的操作;

[0081] 图8是例示了本发明的操作的框图;

[0082] 图9是例示了本发明的另选操作的框图;

[0083] 图10例示了本发明中使用的传感器系统;

[0084] 图11是例示了传感器系统的功效的曲线图;

[0085] 图12是本发明中使用的控制系统的框图;

[0086] 图13是例示了根据本发明的阶跃响应的曲线图;

[0087] 图14是使用中的本发明的实施方式的延序列;

[0088] 图15a至图15c是示出用于评估本发明的功效的测试结果的曲线图;

[0089] 图16a是例示了使用本发明的实施方式进行的形状估计的曲线图;

- [0090] 图16b例示了使用本发明的实施方式进行的形状估计；
- [0091] 图17a和图17b例示了使用本发明的实施方式进行的形状估计；
- [0092] 图18a和图18b例示了使用本发明的实施方式进行的接触力估计；
- [0093] 图19a至图19c例示了使用本发明的实施方式进行的接触力和刚度估计；
- [0094] 图20a至图20c是例示了使用本发明的实施方式进行的接触力估计的曲线图；
- [0095] 图21a和图21b例示了根据本发明的实施方式的装置；
- [0096] 图22a是根据本发明的实施方式的装置的一部分的立体图；
- [0097] 图22b是根据本发明的实施方式的装置的一部分的剖视图；
- [0098] 图23例示了用于驱动根据本发明的实施方式的装置的泵；
- [0099] 图24a是根据本发明的实施方式的装置的一部分的立体图；
- [0100] 图24b是根据本发明的实施方式的装置的一部分的立体图；
- [0101] 图24c是根据本发明的实施方式的装置的一部分的剖视图；
- [0102] 图25是例示了根据本公开的实施方式的装置的配置的框图；
- [0103] 图26例示了根据本发明的实施方式的装置的第一表面；
- [0104] 图27a和图27b例示了根据本发明的实施方式的装置的第二表面；以及
- [0105] 图28a和图28b例示了根据本发明的实施方式的装置的第三表面。

具体实施方式

[0106] 图2例示了根据本发明的实施方式的机器人装置1。装置1具有细长主体100，细长主体100包括三个节段，即第一端部节段102、中间节段104和第二端部节段106。细长主体100被外套管116覆盖，外套管116由具有弹性特性的材料制成。在该示例中，外套管116是弹性丝网。在该示例中，装置1还包括设置在第一端部节段102的顶端112上的壳体110内的摄像头108。然而，摄像头也可以设置在第二端部节段106的顶端114处，和/或根据其预期的应用由某种其他感测设备替换。

[0107] 各节段102、104、106由用于驱动各节段102、104、106进行移动的致动机构（未示出）构成。各节段102、104、106具有与铰接式吸管的可弯曲部分的构造类似的六角手风琴型构造。如此，各节段102、104、106具有线性自由度（DOF），使得其能够沿着装置1的纵向轴线收缩和伸展。中间节段104仅具有该单个线性DOF，而第一端部节段102和第二端部节段104还具有两个旋转DOF以允许绕两个轴线弯曲。如此，端部节段102、106具有三个DOF。然而，在一些布置中，端部节段102、106可以仅具有两个DOF，即线性DOF和单个旋转DOF，以允许绕单个轴线弯曲。在此布置中，添加单个新的DOF，以允许两个端部节段102、106绕其纵向轴线相对于彼此旋转。该新DOF可以被放置在主体100上的任何位置处，只要它在两个端部节段102、106之间产生相对旋转即可。此布置能够与其中端部节段102、104具有三个DOF的装置1具有相同的机动运动。在所有以上布置中，装置1还能够绕其纵向轴线旋转。

[0108] 容纳装置1的柔软丝网116也是自适应性的，因为它随着装置1的移动而收缩和膨胀。在这方面，当节段102、104、106沿着纵向轴线收缩时，覆盖该节段102、104、106的丝网116向外膨胀，由此使该节段102、104、106的直径增大。当节段的长度缩短时，丝网116的压缩也使节段102、104、106的刚度增大。相反，当节段102、104、106沿着纵向轴线伸展时，其将丝网116拉回到其原始构造，由此使节段102、104、106的直径减小。类似地，节段102、104、

106的伸展致使丝网116软化。以下将更详细地对此进行描述。

[0109] 由与设置在装置1内的反馈系统通信的某个合适的控制设备(未示出)远程地控制用于移动装置1的致动机构。举例来说,该致动机构可以包括卷绕在带轮上的筋束(tendon),这些带轮被安装在DC马达上,如下面参照图4a和图4b更详细地描述的。然后,可以由某个外部控制系统控制用于控制筋束的马达,如下面参照图10和图12更详细描述的。为此,致动机构设置传感器系统,该传感器系统向控制系统提供反馈。然后,控制系统将处理从传感器系统接收的反馈信号,以生成输出到马达的控制信号。如此,致动机构和控制系统之间的连续反馈回路意味着装置1能够操纵其自身通过管状结构,装置1已经插入在该管状结构中。

[0110] 现在,将参照图3描述装置1的操作。装置1首先被放置在管状结构200内,如步骤3(a)中所示。在该阶段,三个节段102、104、106全都完全伸展并且位于同一纵向平面中,使得装置1作为整体具有笔直的构造。为了开始沿着管状结构200移动,第一端部节段102与纵向轴线成一定角度地弯曲,如步骤3(b)所示。在这样做时,第一端部节段102的顶端112压靠管状结构200的一个壁202,并且随后将第一端部节段102的主体206推靠在相对的壁204上,由此将第一端部节段102楔入管状结构200的壁202、204之间。可以根据管状结构200的直径来修改第一端部节段102的弯曲角度。目的是将第一端部节段102弯曲到使其牢固地楔入管状结构200内而没有对两个壁202、204上施加过大力度的程度。在诸如管状结构200的直径沿着其长度变化的内窥镜手术这样的应用中,这是特别有用的。此外,控制锚固力大小的能力对于防止对管状结构200造成损害是特别有用的。

[0111] 然后,中间节段104线性收缩,如步骤3(c)所示。当第一端部节段102被锚固到管状结构200时,中间节段104的收缩将第二端部节段106沿着管状结构200的长度朝向第一端部节段102向前拉动。

[0112] 在中间节段104处于收缩位置的同时,第一端部节段102向后伸直并释放其在管状结构200上的抓着,如步骤3(d)所示。然后,第二端部节段106弯曲,使得其自身楔入管状结构200的壁202、204之间,如步骤3(e)中所示。这样,第二端部节段106的顶端114推靠在管状结构200的一个壁202上,从而随后将第二端部节段106的主体208推靠在相对的壁204上。如上所述,可以根据管状结构200的直径来调节第二端部节段106的弯曲角度。一旦第二端部节段106锚固在管状结构200的壁202、204之间,中间节段104就向回伸展,由此将第一端部节段102向前驱动,如步骤3(f)中所示。

[0113] 可以重复该过程,以便以类似于蠕虫动作的方式使装置1向前缓慢移动。同样地,装置1可以使用完全相同的机动运动在相反方向上移动,这是以相反的顺序执行的。

[0114] 为了增加装置1进行每个动作时移动的距离和速度,第一端部节段102和第二端部节段106也线性收缩和伸展。也就是说,当第一端部节段102楔入管状结构200的壁202、204之间时,中间节段104和第一端部节段102二者纵向收缩,以将第二端部节段106向前拉动。类似地,第二端部节段106在其自身锚固到管状结构200之前线性收缩,然后随着中间节段104线性地伸展,以将第一端部节段102向前驱动。

[0115] 如以上讨论的,当节段102、104、106纵向地收缩或伸展时,容纳装置1的柔软丝网116随着该运动而膨胀或收缩。例如,当中间节段104收缩时,如步骤3(c)和步骤3(d)中所示,丝网116向外膨胀,使得中间节段104的直径增大,以致于其填充管状结构200的宽度。在

这样做时,柔软丝网116的刚度增大,进而允许装置1与管状结构200的壁202、204之间有更大水平的摩擦。这有助于防止在第一端部节段102在步骤3(d)中释放其抓着并且第二端部节段106在步骤3(e)中锚固自身的同时装置1向后滑动。类似地,丝网116的这种膨胀可以帮助于增强第一端部节段102和第二端部节段106在管状结构200的壁202、204之间的锚固。如此,节段102、104、106中的每者在处于其完全收缩构造时具有其最大的直径和刚度。

[0116] 相反,当节段102、104、106向回伸展时,丝网116收缩回到其原始构造,使得节段102、104、106的直径减小并软化。如此,节段102、104、106中的每者在处于其完全伸展构造时具有其最小的直径和刚度。因此,节段102、104、106可以被制成柔软的,使得它们在向前移动期间容易地适形于管状结构200的曲率,这有助于确保平滑且无阻碍地移动通过管状结构200。这对于确保对管状结构200内部造成最小的损伤是重要的。在诸如管状结构200是人的结肠的结肠镜检查这样的应用中,这是特别重要的,因为这有助于限制患者感觉到的不适量。

[0117] 如此,自适应性丝网116允许在运行时调节装置1的特性(也就是说,装置1的刚度和直径),因此适于周围环境。这对于诸如人结肠这样的管状结构200是特别有用的,人结肠沿着其长度没有一致的构造。

[0118] 为了进一步改善装置1的锚固,第一端部节段102和第二端部节段106能够进行夹紧动作,如图7a至图7c中例示的。图7a示出了处于管状结构200内的具有其笔直构造的装置1。在图7b中,第一端部节段102以一定角度弯曲,以便使其自身楔入或卡在管状结构200的壁202、204之间,由此形成“J”形,如前所述。为了增加锚固量,第一端部节段102可以进一步弯曲以形成“C”形,由此夹紧管状结构的一个壁202。这确保了当中间节段104和/或第二端部节段106纵向收缩以使装置1缓慢向前移动时不会在管状结构200内发生向后滑动。

[0119] 在上述布置中,装置1包括三节段,然而,装置1可以包括两节段。在这方面,装置1可以包括端部节段102、106中的一者和中间节段104。也就是说,具有两个或三个自由度的单个节段和具有单个线性自由度的单个节段。在此布置中,装置1仅能够在管状结构200内在一个方向上移动,因为运动方向是由正将装置1锚固到管状结构200的节段102、106确定的。另选地,装置1可以包括两个端部节段102、106,也就是说,两个具有两个或三个自由度的节段。此布置能够在管状结构200内双向移动。

[0120] 在本文中描述的示例中,装置1被表示为沿着管状结构200移动。然而,本领域技术人员应该理解,装置1能够沿着具有两个相对壁的任何结构移动,端部节段102、106可以将其自身锚固在这两个相对壁之间。

[0121] 举例来说,如现在将描述的,装置1可以被用作医疗筛查的内窥镜。

[0122] 实例

[0123] I. 引言

[0124] 结肠直肠癌占全世界所有已知癌症病例的大致10%,因此是健康服务的严重成本²。有证据表明,担心不适是患者不参加定期肠道筛查的重要原因。由于定期筛查是预防肠癌的最佳和最有效的方法之一¹⁹,因此只有一半多一点的有资格接受筛查的患者拒绝接受结肠镜检查的事实削弱了筛查计划的努力。找到一种比传统推式内窥镜更舒适的替代方案可以显著提高定期预筛选的参与度。蠕虫类机器人确实提供了推式内窥镜的替代方案,并且改善蠕虫类机器人内窥镜设计的研究可能对人们的健康与保健产生重大影响。本文将

提出一种用于柔软的多节段蠕虫式机器人的新颖设计。

[0125] 最近,已提出了许多蠕虫类机器人。早期基于丝网的机器人由三个气动致动节段组成,这些致动节段旨在专门用于结肠镜检查¹⁴。使基于人造肌肉的囊状结构膨胀,以在特定节段中产生膨胀和收缩。按正确的顺序这样做,实现了蠕动运动。该装置在刚性塑料管中进行测试以近似人的肠道,并且达到5mm/s的速度。Menciassi等人制造了[15]和[16]中的装置,该装置依赖于形状记忆合金(SMA)致动器来产生蠕虫类爬行运动。为了确保该装置会向前移动,在机器人的外皮上内置小弯钩,以在一个方向上增加摩擦。虽然在向前移动期间有效,但是此特征确实防止了装置向后移动。[12]和[13]中提出的设计依赖于齿轮DC马达来致动节段之间的连杆,从而产生蠕动运动。另外,在[13]中提出的系统中结合锚固机构,以允许最前节段或最后节段在其周围环境上增加摩擦。该锚固机制是可控的,并且该装置能够既向前又向后移动。[17]中提出的设计包括随后在一系列SMA致动器的作用下变形的类似弹簧的柔软丝网。致动器的布置受到圆形和纵肌纤维如何在一般蚯蚓体内起作用的启发。通过蠕动实现运动。另外,采用感测系统来实现每个节段的位置反馈控制。

[0126] 存在传统内窥镜的多种商业替代品。这些包括Aeroscope²⁰、Invendoscope^{21,22}、NeoGuide^{23,24}和Endotics系统²⁵。关于推进方法,只有Endotics使用了机载的受蠕虫启发的机动系统。Endotics系统依赖于涉及抽吸和夹持局部结肠组织以锚固其两个端点中的任一个的技术。首先,使用抽吸和夹持来锚固前节段。然后,收缩中间节段,以在后节段被锚固之后带着后节段向前。然后,中间节段伸展并重复该序列,从而将装置向前驱动,者类似于尺蠖的移动方式。配备了摄像头和活检工具的前端能够将端部节段定向。

[0127] 通常,以上的研究原型使用具有单个自由度(DOF)的节段。鉴于在内镜检查中必须控制摄像头定向和转向,单个DOF系统将是不够的。商业设计(对于大部分)允许进行摄像头定向和转向。只有Endotics依赖于局部施加于结肠以便推进内窥镜的力。Endotics设计使用两个独立的机制进行锚固和摄像头定向/转向。本文提出的设计优点在于,它只使用一种机构来实现锚固和摄像头定向/转向。因此,相对于Endotics,设计的复杂度降低了。鉴于内窥镜的直径需要非常小,复杂度的降低会造成可靠性提高。另外,该装置能够通过使用弯曲锚固方法来适应变化的结肠直径。

[0128] II. 设计

[0129] A. 概述

[0130] 机器人(参见图2,其示出了具有安装在装置1的一个端部112上的内窥镜摄像头108的组装原型1)由三个单独的节段102、104、106构成。各节段102、104、106由弹性丝网结构116构成,弹性丝网结构116由筋束402对抗性驱动,如图4a和图4b所例示的。筋束402被卷绕在带轮上,带轮被安装在DC马达上。随着马达旋转,筋束402的长度改变,要么压缩要么伸展丝网主体116。通过缩短筋束402实现各节段102、104、106的收缩,从而主动地拉动丝网116。通过使筋束402松弛并允许丝网116由于其自然弹性而被动地膨胀来实现伸展。前节段102和后节段106由三个马达404致动。因此,它们具有用于实现收缩和伸展的一个线性DOF以及允许绕两个轴线弯曲的两个旋转DOF。中间节段104仅具有用于收缩和伸展的单个线性DOF。在这方面,中间节段104由单个马达组件408致动。该设计是模块化的-可以按任何顺序将节段装配在一起,并且马达壳体可以随意地在丝网之间交换。考虑到这一点,任何给定节段102、104、106的基本结构都是相同的。为此,端部节段102、106可以包括凹轴环406,凹轴

环406被布置成与中间节段104上的凸轴环410相配合。在图4a和图4b中示出了该基本结构，图4a和图4b例示了3-DOF节段(4a)和1-DOF节段(4b)的计算机模型的剖视图。

[0131] 为了评估系统用作内窥镜的功能，在该原型的端部处安装带有照明LED的微型USB摄像头(直径为6mm，分辨率为 640×480)。最终原型的长度为大约50cm。使用专门设计的通路将摄像头电缆穿过驱动组件(参见图5)。图5示出了两个驱动组件204、208和端盖212的前视图，示出了导线和工作通道可以被经过的位置。将来可以容易地增加这些通路的尺寸。摄像头被固定在塑料壳体中，附接在前节段的顶端处，在顶端处将来有可能安装诸如活检工具这样的其他设备。

[0132] 机器人的主体包括26中提议的聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)丝网材料。围绕特殊设计的模具对丝网进行热处理，从而形成肋状结构。每个丝网的柔性区段为大致80mm长，在0-50%的应变范围内具有等于0.223N/mm的刚度，这对于该设计是足够的。外丝网可以被制成是水密的并且是一次性的以确保无菌，从而允许以最小的清洁和消毒努力重复使用驱动组件。

[0133] 所有轴环的外径都为26mm。丝网在未被压缩时的最大外径为大致31mm，被压缩时为35mm。鉴于丝网是柔软材料，与刚性轴环/驱动组件相比，这些直径不太受关注。因为结肠的最窄直径约为26mm²⁷，因此在未来的设计迭代中将需要减小装置的直径。通过重新设计感测系统，可以实现大幅的直径减小(参见第III-B节)。

[0134] B. 机动策略

[0135] 所提出的机动策略(参见图3，其例示了所提出的机动序列的单次迭代)利用了端部节段的弯曲能力，以便选择性增加结肠壁与机器人外皮之间的摩擦力。因为假定装置将始终在管状环境中行进，所以将一个节段弯曲到足够大的角度将把它“卡住”到位。由于弯曲节段的顶端压靠结肠壁的一侧，该节段的弯曲中间区段压靠相对的壁。因为丝网是顺应性的，所以它将变形，从而避免结肠受损并且使结肠壁与弯曲节段之间的摩擦增大，从而将其锚固到位。这种方法的主要优点在于，可以调节节段的弯曲角度以适应结肠直径的变化。因为人结肠的直径根据结肠中的位置而显著变化²⁶，因此这种适应性对于内窥镜检查非常有用。

[0136] 除了“卡住”方法之外，3DOF节段中的一者可以弯曲到足够大的角度，这样将允许蠕虫也“夹紧”内腔(参见图6，其除卡住之外，例示了端部节段“夹紧”内腔的能力)，从而将内腔的一小区段按压到3DOF节段的任一端之间。这进一步增加了装置将自身锚固在内腔中的能力。

[0137] 通过仅锚固端部节段中的一个来实现向前运动。然后，中间节段能够通过收缩或伸展而相对于锚固器移动未锚固的端部节段。因此，当按正确的序列进行时，可以实现向前或向后的机动。另外，因为端部节段中的每个都可以弯曲，所以它们能够主动地使装置在转弯处转向并且控制安装在端部上的摄像头的定向。鉴于人的结肠可能是高度曲折的²⁶，这种转向能力至关重要。

[0138] C. 机动分析

[0139] 在所提出的机动序列的每次迭代中，机器人的顶端将前进的理论距离等于中间节段的收缩距离 $\Delta x_{e, ideal}$ 。这在图8中例示，图8提供了机动序列的简化图。另外，每次迭代所花费的总时间等于 Δt_{tot} 。因此，机器人的理想速度可以被表示为

$$[0140] \quad v_{ideal} = \frac{\Delta x_{e,ideal}}{\Delta t_{tot}} \quad (1)$$

[0141] 从式(1)可以清楚的是,为了增加速度,要么必须增加 $\Delta x_{e,ideal}$,要么必须减少 Δt_{tot} 。虽然简单地使每个节段尽可能快地移动会提高速度,但是对序列自身的修改也可能潜在地提高性能。图8中示出的序列仅允许单个节段在任何给定时间移动。通过允许多个节段同时移动,可以跳过原始序列的阶段,从而减少 Δt_{tot} 。这是通过组合基本序列的各阶段而使得多个节段同时移动来实现的。例如,如果对两个端部节段同时执行锚固阶段和非锚固阶段,则仅需要四个阶段,与六个阶段形成对照。换句话说, t_0 和 t_3 的阶段被去除了。这在图9中示出,图9示出了其中出现不理想的改善的机动序列的单次迭代的示意图。这里, Δs_i 是指滑动的距离,并且 Δx_e 表示中间节段的实际伸展距离。

[0142] 为了更清楚地了解装置如何运转,机动效率可以被定义为

$$[0143] \quad \eta_{loc} = \frac{v_{real}}{v_{ideal}} \quad (2)$$

[0144] 其中, η_{loc} 是机动效率并且 v_{real} 是所测得的装置速度。如图9中例示的,机动效率可能下降的主要方式有两种。第一,由于外部摩擦,导致中间节段可能无法完全伸展。由于不可能直接控制丝网的伸展(只有可能“允许”它被动地伸展),因此该中间节段可能在操作期间不会完全扩展。第二,锚固力在端部节段中的一个上可能不足并且导致所锚固的节段滑动。因此,可以将每次迭代向前移动的实际距离 Δx_f 定义为:

$$[0145] \quad \Delta x_f = \Delta x_e - \Delta x_s \quad (3)$$

[0146] 其中, $\Delta x_s = \Delta s_1 + \Delta s_2$ 。然后,可以将实际速度定义为

$$[0147] \quad v_{real} = \frac{\Delta x_e - \Delta x_s}{\Delta t_{tot}} = \frac{\Delta x_f}{\Delta t_{tot}} \quad (4)$$

[0148] 据此,可以定义附加机动效率,以便更好地理解装置的行为。将式(1)和(4)代入(2)得到

$$[0149] \quad \eta_{loc} = \frac{\Delta x_f}{\Delta x_{e,ideal}} = \frac{\Delta x_e}{\Delta x_{e,ideal}} \cdot \frac{\Delta x_f}{\Delta x_e} = \eta_e \quad (5)$$

[0150] 其中, $\eta_e = \frac{\Delta x_e}{\Delta x_{e,ideal}}$ 并且 $\eta_a = \frac{\Delta x_f}{\Delta x_e}$ 。膨胀效率 η_e 衡量的是实现了理论膨胀中的多少。

锚固效率 η_a 衡量系统在机动序列期间能够有效锚固的程度。因此,可以测量两个单独的量,以评估装置的两个主要性能方面。

[0151] D. 序列实现方式

[0152] 为了容易地实现机动序列,有用的是将每个序列分成两个单独的部分:锚固/非锚固和收缩/伸展。假定每个个体部分将总是花费相同的时间来进行是合理的。另外,不管机动序列的细节如何,为了产生向前运动,将必须有中节段的收缩阶段和伸展阶段。因此,式(1)可以被重写为

$$[0153] \quad v_{ideal} = \frac{\Delta x_{e,ideal}}{N_{anch} \Delta t_{anch} + 2 \Delta t_{con}} \quad (6)$$

[0154] 其中, N_{anch} 是指序列中存在的锚固/非锚固阶段的数量, Δt_{anch} 是指单个锚固/非锚

固阶段所花费的时间, Δt_{con} 是指单个收缩/伸展阶段所花费的时间。在式(6)中,只有 N_{anch} 取决于机动序列自身的设计。变量 $\Delta x_{e,ideal}$ 、 Δt_{con} 和 Δt_{anch} 取决于装置中使用的致动器和硬件的限制。因此, N_{anch} 是可以识别给定机动序列的定义变量。在这种情况下, $N_{anch}=2$ 。

[0155] III. 设计特征

[0156] A. 致动器选择

[0157] 选择微型DC马达来致动机器人,这是由于它们具有广泛的可用性和低成本。选择Precision Microdrives 206-10C来驱动3-DOF节段,并且选择更大的Precision Microdrives 212-103 12mm DC马达用于1-DOF节段。表1中总结了这些马达的相关特性。

[0158]

特性	马达	
	3-DOF	1-DOF
额定电压/V	3	3
直径/mm	6	12
长度/mm	24.0	20.8
额定转矩/mN-m	10	40
额定速度/rmp	37	22
带轮半径/mm	2	5
额定节段收缩速度 /mms ⁻¹	7.75	11.5
额定节段收缩距离/mm	67	36

[0159] 表1-相关马达特性的概要

[0160] 利用这些值,如下地选择机动序列的参数: $\Delta x_{e,ideal}=45\text{mm}$, $\Delta t_{anch}=3\text{s}$ 和 $\Delta t_{con}=4\text{s}$ 。

[0161] B. 感测

[0162] 为了对每个筋束实现反馈控制,使用基于霍尔效应的传感器系统。在图10中示出了该原理,图10示出了带轮下侧的视图,以例示感测系统的功能。径向磁化的环形磁体1002内置在被安装在每个DC马达的轴1004上的每个带轮1000的底部中。两个霍尔效应传感器1006、1008围绕带轮1000的周缘相隔90°放置。每个传感器1006、1008的信号随着带轮的角位置正弦地变化。因为两个传感器1006、1008在物理上相隔90°,所以正弦传感器信号也是90°异相。在线性映射两个信号而使得它们各自具有在范围[1,-1]内的值之后,可以使用下式计算带轮1000的角度:

$$[0163] \quad \theta(t) = A \tan 2[h_1(t), h_2(t)] \quad (7)$$

[0164] 其中, $h_1(t)$ 和 $h_2(t)$ 是映射后的霍尔效应传感器读数。在任何时候都知道带轮1000的绝对角度的情况下,可以通过获悉一些初始筋束长度和相关的带轮角度来计算每个筋束的长度:

[0165] $L(t) = L(0) + [\theta(t) - \theta(0)] \cdot r_{pul}$ (8)

[0166] 为了评估感测系统,将电位计刚性地附接到带轮,以可靠地测量带轮角度。在图11中示出了两个读数之间的比较,图11示出了用电位计测量的角度(“真实角度”)与用霍尔效应感测系统测量的角度(“计算角度”)之间的比较的曲线图。

[0167] C. 控制

[0168] 选择简单的PID控制器来控制每个筋束的长度。这是在单个微控制器(MCU)板上实现的,该MCU板将处理来自每个节段中的霍尔效应传感器的信号并且计算PID控制输出。二次路径规划MCU将计算高级路径控制信息并且经由I2C总线将其发送到另一MCU。这在图12中示出,图12提供了所实现的控制系统的框图。

[0169] IV. 实验

[0170] 执行了两个实验。第一,评估中间节段阶跃响应,以研究收缩/伸展移动的有效性。第二,通过模拟结肠运行原型。

[0171] A. 阶跃响应

[0172] 为了确保中间节段准确收缩,在完全组装好的原型上执行简单的阶跃响应测试。这涉及命令中心节段从未伸展状态收缩到给定的新长度,然后回到其原始长度。使用视觉系统评估中心节段端部上的标记的真实位置。

[0173] 在图13中示出了该结果,图13示出了中间节段对各种收缩距离的阶跃响应。虚线指示了所要求的路径,而实线指示了节段端部的实际位置。由此清楚的是,系统在跟踪动态路径方面有一些问题。然而,该系统在到达最终目标位置方面足够准确。另一方面,在伸展回其原始长度时,该节段未到达其原始位置。这最有可能是由于低伸展时存在的低恢复力不足以克服摩擦导致的。

[0174] B. 模拟结肠

[0175] 原型通过模拟结肠运行。将柔性塑料“气泡包裹”的片材卷成管以形成模拟结肠。选择这种柔性塑料作为适宜的实验模拟主要是由于它具有柔软特性和顺应性特性。该管的直径为大约50mm,长度为1200mm。其内表面干燥平滑。将管放置在附加的多个气泡包裹层顶部的工作台上。为了更好地考虑到结肠仅部分悬挂并因此在腹腔中可移动的事实,仅将管的一端固定到桌子上,而允许另一端自由地移动。机器人将在管的自由端开始运行并且朝向固定端移动。

[0176] 在模拟结肠中进行测试时,通过反复试验选择两个端部节段的弯曲角度。结果发现,在所有节段都笔直和伸展的情况下,机器人承受约1.1N的静摩擦力。在前节段被弯曲时,该摩擦力增大致约2.0N,从而验证了节段卡住策略可以在真实结肠中起作用。

[0177] 图14中示出了机动序列的单次迭代的延序列。使用蠕虫身体上的两个标记的位置来计算章节II中讨论的机动参数。在图14中,标记的位置被指示为点,并且来自机载摄像头的相应视图被设置于每张图片的右侧。在图15(a)中示出了中间节段的后点和前点的位置(分别为 x_1 和 x_2)的曲线图。图15(a)示出了与其理论位置相比的整个实验中的位置。

[0178] 通过测量行进的总距离和蠕虫到达其最终位置所花费的总时间来计算装置的平均速度。然后,这允许通过获悉预先讨论的理想速度来计算 η_{loc} 。

[0179] 然后,分离原始数据,以允许针对每次迭代进行独立分析。然后,以固定的1s间隔比较来自每次单独迭代的数据。利用该数据,可以在单次迭代期间产生给定标记的平均轨

迹。在图15 (b) 和 (c) 中可以看到这些结果。图15 (b) 示出了在一次序列迭代期间中间节段的平均位置。为了简单起见,将结果标准化,以便表示中间节段始终从零开始。图15 (c) 示出了在单次序列迭代期间中间节段的平均伸展。

[0180] 通过记录被表示为 ΔL_0 的 x_1 和 x_2 之间的初始距离来计算每次迭代的伸展。然后,对于每次迭代,根据计算下式计算每次迭代的总伸展:

$$[0181] \quad \Delta x_e = x_2(t_4) - x_1(t_3) - \Delta L_0 + \Delta x_{e,id}$$

[0182] (9)

[0183] 其中,相对于每次迭代的开始, $t_3=10s$ 并且 $t_4=14s$ 。此外,增加 $\Delta x_{e,ideal}$,使得当节段已收缩时,将获得零的值,并且如果发生完全伸展,则将获得等于 $\Delta x_{e,ideal}$ 的值。在表2中示出了对平均轨迹进行分析的结果。

[0184]

$v_{real} /$	$\Delta x_f /$	$\Delta x_e /$	$\Delta x_s /$	η_{loc}	η_e	η_a
mms^{-1}	mm	mm	mm			
1.21	16.99	39.70	22.71	0.38	0.88	0.43

[0185] 表2-平均机动测试结果

[0186] V. 讨论与结论

[0187] 该原型整体表现相当好。在实验中发现的平均速度为 1.21mm/s 的情况下,该装置将能够在不到30分钟内(或恰好1小时内,以便完整进行向前和返回行程)从长度为 1850mm^{17} 的平均人结肠的一端移动到另一端。这与现有的柔性内窥镜检查技术一致(通过这种现有的柔性内窥镜检查技术进行,整个过程需要大约45分钟²⁸),但是即使在没有进行药物镇静的情况下,也具有潜在地减少疼痛(根本没有疼痛)的优点,这是在标准的柔性结肠镜检查中是所要求的。

[0188] 伸展效率相当高。在图15 (c) 中的 $t=10s$ 和 $t=14s$ 之间看到,该节段能够伸展其所期望长度中的大部分,但是当压缩能量减少时,外部摩擦开始发挥更大作用并且使伸展速率放慢。因此,在所分配的4s期间无法完成完整的伸展。

[0189] 结果,在每个序列的第一锚固/非锚固阶段期间,除了在先前序列期间发生的那些伸展之外,还将发生一些伸展。这可以在图15 (b) 和 15 (c) 中的 $t=0$ 至 $3s$ 看到。在图15 (b) 中还可以看到,这种非预期的伸展将允许针对 x_2 进行某种向前运动,而且针对 x_1 进行某种向后运动,因为在该时段期间端部节段都没有被完全锚固。为了确保伸展仅在所分配的一段时间内发生,针对中心节段使用更硬的丝网将意味着将有更多的压缩力可用于克服外部摩擦。

[0190] 观察到了在两个端部节段被锚固时在它们上发生的滑动。为了弥补这一点,可以采用更大的弯曲角度,或者可以改变丝网的表面质量以增加弯曲时的抓着。

[0191] 进行实验来评估装置的转动能力。由于得自3-DOF节段中使用的马达的转矩有限,导致可获得 90° 的最大弯曲角度。发现机器人能够导航大致 70° 的弯曲。超过该角度,摩擦力变得太大。因此,合理地得出结论,顶端必须能够以比预期遇到的最大角度更大的角度弯曲。设计的关键改善将是允许前节段弯曲 180° 。这可以通过寻求更强大的致动器,使丝网更

不刚硬或者增加锚固节段所产生的摩擦来实现。

[0192] 关于机器人自身的设计,必须在下一次设计迭代中解决多个问题。该装置必须小型化,并且必须结合用于空气和水的工作通道。另外,因为装置可以锚固到其中的结肠的最大直径主要随着两个端部节段的长度的变化而变化,所以需要进行更多研究来确定每个节段所需的理想长度。

[0193] 关于模拟结肠,将结肠的一些关键特性复制:使模拟结肠塌缩,部分悬挂并具有顺应性。然而,结肠组织的弹性显著大于实验中使用的材料²⁹。预计为了应对这些挑战,必须详细检查锚固期间3-DOF节段中的每个与结肠壁之间的相互作用。这将允许优化的锚固系统并且将成为未来研究的主题。

[0194] 将来,还将需要控制界面。在建立机动序列的完整细节时,将开发控制界面。

[0195] 总之,提出了一种用于结肠镜检查的用于机器人丝网蠕虫的新颖设计。该装置采用了新颖的新锚固技术,该锚固技术允许该装置仅利用单个机构实现向前运动、摄像头定向和锚固。建立了理解该装置的机动性能的理论框架。在模拟结肠中制造和测试了装置,从而实现了1.21mm/s的平均速度,该平均速度是理论最大值的大致38%。将来,将利用该理论框架来识别将允许装置更高效并且实现更高速率的设计改善。

[0196] 现在,将描述进一步的开发和实现方式的考虑。

[0197] 形状和接触力估计

[0198] 在上述的装置中,在具有3个自由度的端部节段102、106中采用两个反馈系统,即筋束长度感测和马达转矩感测。这些反馈系统中的每个自身都可以用于估计给定节段的形状(即,曲率和长度)。组合这些方法可以提高形状估计的准确性。这对于提高估计节段102、104、106与其周围环境之间的相互作用力的能力是至关重要的,因此当部署在人的结肠中时将提高装置的安全性。

[0199] 外皮摩擦机制

[0200] 环境与装置1的丝网主体100之间的摩擦相互作用是其如何能够移动的基本部分。因此,重要的是控制这种相互作用以便在某些时候增加摩擦,而在其他时候减少摩擦。在上述的布置中,通过节段102、104、106推靠表面推动的力度来调节摩擦。然而,可以允许丝网外皮116的固有摩擦特性根据弯曲节段102、106的形状而改变。然后,可以使用两种方法控制摩擦相互作用。这有助于使施加到环境的力的量最小化,同时使摩擦量最大化。这也有助于限制对装置所部署环境造成的任何损伤,这对于在用于结肠镜检查时提高装置的安全性是有用的。

[0201] 液压致动、成本降低和小型化

[0202] 在一些布置中,该装置可以被液压致动而不是用如上所述的DC马达致动。这将降低制造装置的成本,使得装置自身(不包括外部控制设备)可以是一次性的并且是单次使用的,从而简化了在临床环境中的使用。液压致动还提供将允许进行力估计的压力反馈和将允许进行形状感测的体积反馈。另外,液压系统将允许减小设计的尺寸,从而潜在地允许其用于诸如上内窥镜检查或支气管镜检查这样的涉及较小血管的其他临床程序。

[0203] 机载活检工具

[0204] 该装置还可以包括机载活检以取得组织样本。这与传统的活检工具形成不同,传统的活检工具从外部通过管道从内窥镜的远端突出。如此,机载活检工具将有助于保持装

置的直径尽可能小。

[0205] 最佳的工具定向和力配置

[0206] 为了优化任何安装在端部的工具的可用力,将研究端部节段102、106的最佳构造。这将检查端部节段的哪些形状将既允许工作空间的视图最佳,同时又使安装在端部的工具可以施加的可用力最大化。由于装置形状的可重新构造特性,这是可能的。

[0207] 形状和接触力估计

[0208] 现在,将更详细地描述形状和接触力估计的进一步改进。

[0209] 形状估计

[0210] 为了在弯曲期间估计单个节段102、104、106的形状,假定节段102、104、106形成具有恒定曲率的弧的一部分。利用对每个筋束402的长度的获知,可以在三维空间中进行节段形状的合理逼近。图16a和图16b示出了在弯曲期间来自模型的估计形状与节段的实际测量形状之间的比较。

[0211] 通过使用考虑了每个筋束402中的张力的更复杂模型可以改善该逼近。然而,这引入了大量附加参数,这些附加参数极大地影响模型的精度,既难以测量,又容易在弯曲期间发生非线性改变。例如,需要每个节段102、104、106的抗弯刚度来估计节段主体因弯曲而施加到筋束402上的回复力。原型中使用的弹性丝网在它被压缩时将改变其直径。因为抗弯刚度取决于结构进行弯曲时的直径(弯曲还引入局部压缩),因此弯曲刚度随着弯曲发生而变化。

[0212] 仅使用筋束长度进行形状估计的准确度足以允许其用于诸如接触力估计这样的其他计算(如图16a和图16b中所示),以下将对接触力进行更详细的讨论。

[0213] 使用筋束长度估计节段102、104、106的形状。这将假定节段102、104、106具有恒定的曲率。精确的估计方法将取决于节段102、104、106和致动筋束402的几何形状和布置。在这种情况下,假定节段102、104、106是恒定直径的长圆柱形,并且三个筋束402相等地间隔开120°。

[0214] 在错误!未找到引用源。图17a中示出了圆柱形节段102、104、106内部的筋束402的布置^{30,31},并且在图17b中示出了在3D空间中描述单个节段102、104、106的形状的变量³²。

[0215] 使用熟知的模型^{31,32},能够使用下式通过获悉三个筋束长度 l_1 、 l_2 和 l_3 (即,运动学正解)来计算三个节段变量 θ 、 ϕ 和 s :

$$[0216] \quad s = \frac{l_1 + l_2 + l_3}{3} \quad (10)$$

$$[0217] \quad \theta = 2s \frac{(\sqrt{l_1^2 + l_2^2 + l_3^2 - l_1 l_2 - l_2 l_3 - l_1 l_3})}{d(l_1 + l_2 + l_3)} \quad (11)$$

$$[0218] \quad \phi = \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{3} l_3 + l_2 - 2l_1}{3(l_2 - l_3)} \right) \quad (12)$$

[0219] 其中, d 是从节段中心到筋束位置的径向距离。

[0220] 类似地,用下式给出运动学反解:

$$[0221] \quad l_1 = s - \theta d \sin \phi \quad (13)$$

$$[0222] \quad l_2 = s + \theta d \sin \left(\frac{\pi}{3} + \phi \right) \quad (14)$$

$$[0223] \quad l_3 = s - \theta d \cos\left(\frac{\pi}{6} + \phi\right) \quad (15)$$

[0224] 因此,通过从机载感测设备获悉筋束长度,可以估计节段102、104、106的形状。该模型不包括将影响结果准确性的任何动态或重力效应。但是,一般来说,如果每个节段的质量低且移动慢,则以上模型产生足够的结果。

[0225] 接触力估计

[0226] 节段102、104、106在其连接到一系列其他节段102、104、106时(如所提出的3节段内窥镜设计中一样)对环境施加的接触力对于理解节段102、104、106如何将其自身很好地锚固到该环境是至关重要的。举例来说,位于内窥镜远端处的单个弯曲节段102被建模为与顺应性表面接触。在这方面,图18a和图18b例示了当锚固在封闭环境1800中时节段102的配置以及这些力如何被建模并分成三个接触点1802、1804、1806。

[0227] 每个筋束402中的张力产生接触力。因此,获悉该张力对于准确估计接触力是至关重要的。虽然用于致动筋束402的来自DC马达404的电流测量值理论上可以被用于计算张力,但是由于高传动比变速箱,导致这在实践中存在问题。因此,为了获得更好的张力测量值,使用应变仪设计测力传感器1808并且将其放置在节段102的端部处。因此,可以直接测量张力。

[0228] 为了计算三个反作用力,首先,必须使用上述方法获得节段102的形状。

[0229] 使用图17a中示出的坐标系,节段中心与第*i*个筋束位置之间的距离可以被表示为矢量 d_i 。在具有大小 $t_{j,i}$ 的节段上的第*j*个位置处的第*i*个筋束上的张力在图17a中的坐标系中也可以被表示为矢量 $t_{j,i}$ 。在这种情况下,张力作用在节段102的两端处。因此,作用于后端和前端的每个筋束402的张力将被分别表示为 $t_{rear,i}$ 和 $t_{front,i}$ 。据此,可以用下式计算这些端中的每个端处的力矩(m_{rear} 和 m_{front}):

$$[0230] \quad \mathbf{m}_j = \sum_i \mathbf{d}_i \times \mathbf{t}_{j,i} \quad (16)$$

[0231] 其中,*j*表示节段上的位置。

[0232] 出于计算接触力的目的,将假定所有力都作用在单个2D平面中。因此,还将假定主体上的所有净作用力矩也仅作用在该所述2D平面中。出于这个原因,只需要关注每个力矩的大小,这些力矩将被表示为 m_j ,使得 $||m_j|| = m_j$ 。另外,将假定节段的任一端处的两个力矩的大小相等。

[0233] 为了确定何时发生接触,必须找到将节段102在单个2D平面中弯曲成给定角度 θ 所需的力矩的模型。这仅基于节段102的前端处的张力测量值。被表示为 $\theta \hat{m}_j(\theta)$ 的该模型可以通过分析得出或者被拟合到实验数据。在这种情况下,使用实验数据发现:

$$[0234] \quad \hat{m}_{front}(\theta) \approx A \tanh(b\theta) \quad \forall -\pi \leq \theta \leq \pi \quad (17)$$

[0235] 其中,*A*和*b*是常数。

[0236] 在进入允许估计接触力的有限元模型之前,必须考虑接触刚刚发生时的边界情况。在该模型中,假定在发生接触之前节段102完全自由并且在发生接触之后受静态约束。如此,与发生接触的静态情况相关的唯一力矩将是净力矩,即,从致动器施加的力矩减去来自节段102自身的反作用力矩。该净力矩将被表示为 m_j^{net} 并且将使用下式来计算:

$$[0237] \quad m_j^{net} = m_j - \hat{m}_j(\theta) \quad (18)$$

[0238] 通过使用式(16)和(17)找到 m_j 和 $\hat{m}_j(\theta)$,可以直接了当地找到用于前端的该净力矩。

[0239] 发生接触之前的接触力为零(按定义)。将假定对于前端处测得的力矩比预测力矩大一定固定量 γ 而使得 $m_{front}^{net} > \gamma$ 的所有情况都认为发生了接触。这里,基于经验选择 γ 以最小化假阳性情形,假阳性情形是指所测得的力矩由于时滞或除接触之外的任何现象而略高于预测力矩。当满足该条件时,记录接触角 θ^* 并且在静态有限元模型中使用该接触角导出节段的初始配置。

[0240] 一旦发生了接触,就假定该节段处于静态状况下,并且可以忽略所有动态作用。因此,假定力和力矩($\sum \mathbf{f} = \mathbf{0}$ 和 $\sum \mathbf{m} = \mathbf{0}$)的静态平衡条件。此外,假定所有运动都慢,从而使得可以忽略动态效应。

[0241] 该有限元模型的细节和结构将取决于应用。这里,将给出具有最少数量元素的简单示例。将使用利用总共5个节点串联连接的4个元素将一个节段建模。在图19a中示出了该模型,图19a示出了叠加在执行锚固的原型节段的图像上的有限元模式。节点和元素从左到右顺序编号,并且分别用n和e表示。任一端的两个元素意在表示该节段的容纳致动马达和摄像头(e_1)以及测力传感器壳体(e_4)的刚性部分。元素 e_2 和 e_3 表示该节段的柔软主体。假定节点1处于平移限制下,但是能够自由旋转。节点3和5在y方向上受限制,但是在其他方面是自由的。所有其他节点可以自由地平移或旋转。

[0242] 为了开始有限元计算,必须建立每个节点的位置。由于柔软节段的形状可以从以上讨论的技术获得(或者可以使用诸如光纤-布拉格光栅或惯性感测设备这样的更直接感测方法发现),因此找到节点位置和定向是简单的几何问题。使用接触角 θ^* 计算初始节点位置。由于接触力在初始接触时刻非常小,因此假定由于这些力导致的节段变形是最小的并且上述模型仍然成立。如随后将示出的,在恒定曲率模型无效的较高力下,有限元模型将能够估计出由于节点位移而在每个元素(进而顺应性节段)中发生的变形。

[0243] 将使用矢量 $\mathbf{x}_k = [x_k \ y_k \ a_k]^T$ 描述每个节点的位置,其中,k表示节点数, x_k 和 y_k 是根据图19a中示出的架构平面坐标,并且 a_k 是相对于x轴绕z轴(指向页面之外)旋转。第k节点正经历将被写为 $\mathbf{p}_k = [p_{k,x} \ p_{k,y} \ m_{k,z}]^T$ 的两个力和一个力矩。这些包括反作用力和所施加力二者。

[0244] 每个元素都具有关联的刚度矩阵。该矩阵由基于每个元素中使用的材料的物理特性及其几何形状的值构成。实际上,可以假定这些性质是线性且恒定的(诸如柔软节段的横截面面积和杨氏模量)。这是一种简化,但是已被发现足以确定接触力。在文献³³中已提出了许多刚度矩阵。这里,使用了忽略剪切力的第k元素的简单2D刚度矩阵,该矩阵通过下式给出: $\mathbf{x}_k = [x_k \ y_k \ a_k]^T$

$$[0245] \quad \mathbf{K}'_k = \frac{E_k I_{k,z}}{l_k^3} \begin{bmatrix} \frac{A_k l_k^2}{I_{k,z}} & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 12 & \cdot & \cdot & \text{对称的} & \cdot \\ 0 & 6l_k & 4l_k^2 & \cdot & \cdot & \cdot \\ -\frac{A_k l_k^2}{I_{k,z}} & 0 & 0 & \frac{A_k l_k^2}{I_{k,z}} & \cdot & \cdot \\ 0 & -12 & -6l_k & 0 & 12 & \cdot \\ 0 & 6l_k & 2l_k^2 & 0 & -6l_k & 4l_k^2 \end{bmatrix} \quad (19)$$

[0246] 这里使用的有限元技术将依赖于胡克定律 (Hooke's law) 来解决未知位移和未知力。以矩阵形式, 胡克定律被写为:

$$[0247] \quad \mathbf{p}^G = \mathbf{K}^G \delta \mathbf{x}^G \quad (20)$$

[0248] 其中, $\mathbf{p}^G$ 和 $\delta \mathbf{x}^G$ 分别是全局力和位移矢量的变化, 并且 $\mathbf{K}^G$ 是全局刚度矩阵。必须要注意, $\delta \mathbf{x}^G$ 由相对于初始接触状态的节点位置的变化组成。必须调节每个刚度矩阵以考虑到每个元素的定向。基于从恒定曲率模型发现的角度来计算该旋转矩阵。如下地计算该旋转:

$$[0249] \quad \mathbf{K}_k = \mathbf{R}^T(\alpha_k) \mathbf{K}'_k \mathbf{R}(\alpha_k) \quad (21)$$

[0250] 其中 α_k 是如图19b中所示的第k元素相对于x轴的角度, 图19b示出了在有限元模型中坐标和所施加力的例示。

[0251] 有关如何构造 $\mathbf{R}(\alpha_k)$ 的更多信息, 参见下面的参考文献33。

[0252] 如下地组合力和位移矢量:

$$[0253] \quad \mathbf{p}^G = [p_1 \ p_2 \ p_3 \ p_4 \ p_5]^T \quad (22)$$

$$[0254] \quad \delta \mathbf{x}^G = [\delta x_1 \ \delta x_2 \ \delta x_3 \ \delta x_4 \ \delta x_5]^T \quad (23)$$

[0255] 基于该组织和图19中的有限元结构, 全局刚度矩阵将是在每边具有15个值的正方形矩阵; 每个元素 (总共4个) 一个值; 并且通过下式给出:

$$[0256] \quad \mathbf{K}^G = \begin{bmatrix} \mathbf{K}_1 & \dots & \mathbf{0} \\ \vdots & \mathbf{0} & \vdots \\ \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}_2 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{6 \times 6} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}_3 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} \\ \vdots & \mathbf{0} & \vdots \\ \mathbf{0} & \dots & \mathbf{K}_4 \end{bmatrix} \quad (24)$$

[0257] 有关如何组合刚度矩阵的更多信息, 请参见参考文献33。

[0258] 现在, 使用式20, 可以确定哪些变量是已知的和哪些是未知的。根据前面描述的建模和测量, 已知的力是作用在节点2、3和4处的三个力矩。如下地定义这些力矩:

$m_{2,z} = m_{rear}^{net}$ 、 $m_{3,z} = m_{fric}$ 和 $m_{4,z} = m_{front}^{net}$ 。未知力是被表示为 $R_{x,1}$ 、 $R_{y,1}$ 、 $R_{y,3}$ 和 $R_{y,5}$ 的反作用力或接触力。所有其他力都为零。因此, 存在4个未知的力变量。观察位移矢量, 限制条件规定 δx_1 、 δy_1 、 δy_2 和 δy_5 全都等于零。因此, 其他11个位移是未知的。

[0259] 总之, 通过 (20) 给出线性方程组, 其中, 存在15个方程式 (每个节点三个自由度, 5个节点) 和15个未知数 (4个未知的接触力和11个未知的位移)。在每个自由度中, 如果力是已知的, 则位移是未知的, 反之亦然。从来不存在对于给定的自由度而言力和位移都未知的情况。结果, 该线性方程组完全受限制, 并且可以通过使用诸如矩阵位移方法或矩阵力方法³³这样的任何数量的方法来求解。因此, 可以计算未知的位移和力。

[0260] 在图20a至图20c中给出了能用这种方法实现的结果的示例, 图20a至图20c示出了锚固期间节段对顺应性表面施加的接触力的实验测量值和建模预测以及和所测得力相比

的力预测的误差。

[0261] 通常,与通过高精度测力传感器测得的真实力吻合得很好。接触检测并不总是完美的,但是可以通过实现更复杂的接触检测系统来改进。精度通常优于 $\pm 0.2\text{N}$,这可以通过考虑结构的非线性的更详细的建模来改进。这种方法的局限性在于,假定环境比节段自身的结构更具刚度,因此由于节段压靠它而具有的变形最小(因此限制条件假定在某些方向上的位移为零)。然而,如果有足够的形状感测设备,则可以考虑这一点。以下对此进行讨论。

[0262] 刚度估计

[0263] 可以延伸上述接触力估计方法,以考虑到先前假定为完全刚性的约束条件的顺应性。这将需要更准确地感测节段的形状,而不是仅仅基于筋束长度。结果,这也将允许该节段测量顺应性环境的刚度。

[0264] 通过使用在连续机器人节段中进行形状检测的许多可接受方法,可以实现所需的附加感测。这些包括使用惯性测量单元(IMU)、磁场、光纤-布拉格光栅等³⁴。这些方法中的许多方法依赖于感测沿着单个节段的主体的若干点的相对取向。假定这些点中的每个点之间的恒定曲率-虽然仍然是简化-将与感测点的数量成比例地增加形状感测的精度。

[0265] 如果假定该节段配备有足够数量的传感器以在该节段与顺应性环境接触时提供精确的形状反馈,则该信息可以被馈送到式20中,以求解环境的刚度。

[0266] 其最简单的实现方式使用如图19c所示的自适应有限元模型,图19c示出了考虑到环境中的顺应性的有限元模型的修改形式。这里,假定仅关注y方向上的刚度(被表示为 k_{env})。为了计算该刚度,遵循与先前节中概述的程序相同的程序,直到求解方程20的最后一步。这里,从增强的形状传感器读数中获取 δy_3 ,而非假定 $\delta y_3=0$ 。如有需要,也可以从这些传感器读数中获取所有其他节点位移。这里所指的位移只会是发生了接触之后的位移。可以与先前建议的技术类似地执行接触时刻检测。

[0267] 利用这些节点位移,求解方程式20,以找到 p^G 。一旦完成,可以从胡克定律的标量版本或任何其他所期望的刚度模型导出环境的刚度。对于符合胡克定律的线性材料,将由下式给出环境的刚度:

$$[0268] \quad k_{env} = \frac{\delta y_3}{R_{y,3}} \quad (25)$$

[0269] 因此,可以估计环境的刚度(在至少一个方向上)。在诸如内窥镜检查这样的应用中,测量其中部署所述装置的环境的刚度的能力可用于诊断目的。例如,可以利用测量结肠刚度来检测结肠壁上的瘢痕形成,瘢痕自身可以指示诸如肠易激综合征(Irritable Bowel Syndrome)或克罗恩病(Crohn's disease)这样的潜在医学问题。

[0270] 液压构造

[0271] 现在,将更详细地描述液压或气动致动装置。

[0272] 节段设计

[0273] 为了既简化又小型化节段的构造,已设计出包括多个流体致动节段的机器人装置。在图21a至图21b和图22a至图22b中示出了用于诸如此类的装置中使用的节段2100。节段2100由芯2102与外部增强装置2108和若干内部增强装置2104一起组成,芯2102由诸如橡胶之类的软柔性材料制成,外部增强装置2108和内部增强装置2104诸如是弹簧、线圈、一系

列箍结构或者诸如线材这样的弹性材料的卷绕线,以在芯2102进行变形时对其进行限制。在图21a和图21b和图22a和图22b中,内部增强装置2104和外部增强装置2108呈与六角手风琴的结构类似的圆柱形波纹管结构的形式。内部增强装置2104和外部增强装置2108可以由诸如金属这样的任何合适材料制成。

[0274] 多个致动室2106以空腔的形式设置在芯2102的内部。在使用中,这些空腔2106被填充有诸如空气或水之类的流体并且被密封以防止流体逸出。使用外部泵(未示出)经由小管来增大或减小每个空腔2106内部的流体体积,因此能够致动每个节段2100。以下,将更详细地描述泵。致动器如何改变区节段2100的形状将取决于芯2102内部的这些致动室2106的空间布置。

[0275] 当致动室2106利用流体膨胀时,软橡胶芯2102将趋于“鼓起”。这产生了不期望的变形,这种变形既难以预测,又无法用于产生本发明所需的完全弯曲。为了对此进行防止,围绕芯2102的外侧放置的外部增强装置2108在径向方向上更具刚性或更刚硬,而在弯曲或伸展时具有相对更小的刚度。在这方面,外部增强装置2108可以是任何合适的构造,例如,采用弹簧、线圈、弹性材料的卷绕线或六角手风琴类结构之类的形式。因为外部增强装置2108在径向方向上明显更具刚性或更刚硬,所以防止了芯2102鼓起。由于外部增强装置2108在弯曲或伸展时明显刚性不大,因此将流体泵送到单个致动室2106中带来的效果是致使该特定致动室2106仅仅伸长,从而致使节段2100在纵向方向上膨胀。相反,将流体从致动室2106回来所带来的效果是,致使特定致动室2106缩短,从而致使节段2100在纵向方向上收缩。为了使节段2100弯曲,改变泵送进出致动室2106的流体量来实现不同的膨胀或收缩水平。例如,为了弯曲节段2100,将流体在一个径向位置处泵送到致动室2106从而致使在纵向方向上膨胀,而将流体在相对径向外从致动室2106泵送走,致使在纵向方向上收缩。如此,在上述实施方式中,以与筋束402类似的方式控制每个致动室2106。

[0276] 除了外部增强装置2108之外,可以将任何数量的内部增强装置2104放置在芯2102内部,从而允许产生导管2110,导管2110在被致动时将随节段2100的其余部分弯曲和伸展。同样,内部增强装置2104的增大的径向刚度限制致动室2106的横向膨胀,并且当流体被泵送到致动室2106中时防止导管2110和/或其他致动室2106关闭。这有助于通过减少滞后(也就是说,通过增加每个节段2100对泵送进出致动室2106的流体的响应)并且通过减少交叉耦合(也就是说,限制一个致动室2106的致动对同一节段2100内其他致动室2106的影响)来改善装置的整体性能和精度。

[0277] 然而,内部增强装置2104的弯曲和伸展特性允许每个导管2110随芯2102一起变形,同时允许任何管、线材或器械自由地穿过每个导管2110,如将在下面更详细地讨论。

[0278] 外部增强装置2108和内部增强装置2104二者的收缩特性也有助于节段2100返回其原始构造。也就是说,当流体没有被泵送进或泵送出致动室2108时,外部增强装置2108和内部增强装置2104被配置为将节段2100偏置到笔直位置。

[0279] 应当理解,外部增强装置2108和内部增强装置2104可以包括其径向刚度能够限制致动室2106的任何横向膨胀但能够沿着纵向轴线收缩和伸展并且与纵向轴线成一定角度地弯曲的任何合适的装置。例如,外部增强装置2108和/或内部增强装置2104可以包括一系列金属箍、弹性材料的卷绕线或六角手风琴类结构,如图21a和图21b和22a和22b中所示。弹簧形式的外部增强装置2108和内部增强装置2104是特别有利的,因为它固有地具有所需的

特性。也就是说,弹簧被配置为沿着其纵向轴线伸展和收缩并且以与纵向轴线成一定角度地弯曲,同时具有足以限制致动室2016的任何横向膨胀的径向刚度。

[0280] 与前一实施方式一样,可以将多个节段2102(例如,三个节段2102)联接在一起,以形成诸如内窥镜这样的装置,节段2102被包封在由任何合适材料(例如,乳胶)制成的保护套2112中。下面将描述可以用于包封节段2102的材料的其他细节。

[0281] 节段制造

[0282] 现在,将描述制造用于在流体致动装置中使用的节段2102的方法的一个示例。为了制造流体致动节段2102,将内部增强装置2104和外部增强装置2108以所期望的配置布置在模具内部。然后,在模具中填充橡胶类化合物,该化合物在其未固化状态下是液体。

[0283] 一旦被固化,该化合物形成软芯2102。然后,将类似的(理想地更硬的)橡胶类化合物浇注在芯的敞口端上,从而塞住致动室2106而形成帽或塞,以便密封它们,同时确保每个室仍然包围其中可以泵送流体的足够空置空间。实践中,至关重要是,用于帽的化合物将结合到固化的橡胶芯2102,以便在压力下形成强密封,但是将导致致动室密封(诸如,使用粘合剂将塞固定到致动室的开口)的任何类似方法都是足够的。

[0284] 一旦帽被固化,就可以将管穿过帽插入每个致动室2106中,以允许致动。如果管材料能够这样,则这些管可以被胶合到帽材料或者在固化期间允许与帽材料结合。

[0285] 实践中,已经使用硅橡胶形成橡胶芯2102。然后,使用明显更硬的硅橡胶作为帽。这些管由PTFE(聚四氟乙烯)制成,并且在化学蚀刻管的外表面之后使用氰基丙烯酸酯(超级胶)进行胶合。改变硅橡胶芯2102的刚度,在增强装置中使用的线材的直径和材料将使得能够根据任何特定设计的需要而调整每个个体节段的刚度。

[0286] 这种制造技术将允许大批量地快速且低成本地制造节段2100。这是因为,个体组成部件(橡胶芯、橡胶帽和增强装置)的成本相对低,并且一旦芯已被固化,每个模具就都可以被重新使用。另外,从劳动力的观点来看,每个模具都可以潜在地通过机器制备,因此进一步降低制造成本。

[0287] 至于节段的尺寸,目前的原型的直径为约16mm。然而,可以通过使用专门制造的增强装置并且减小导管2110的尺寸来显著减小该直径。

[0288] 泵设计

[0289] 现在,将参照图23描述用于致动每个节段2100的致动室2106的泵。图23示出了用于致动如上所述的单个致动室2106的单个注射泵2300。

[0290] 泵2300包括导向丝杠2302,该导向丝杠2302用于将电动机2304的旋转转换成线性运动,该线性运动可以推动和拉动注射器2306上的柱塞(未示出)。通过使用诸如水这样的不可压缩流体来致动致动室2106,可以从注射器柱塞行进的距离估计每个致动室2106内部的液体体积。这里,线性电位计2308被附着至驱动注射器柱塞的平台并因此允许估计泵送到致动室2106中的体积。

[0291] 除了体积反馈之外,可以将压力传感器(未示出)安装到将每个泵与每个致动室连接的管材,从而允许也测量每个致动室2106内部的压力。

[0292] 在上述节段102、104、106的机动化实施方式中,获悉每个致动室2106的内部压力和容积分别用作与张力和筋束长度相似的功能。因此,如上所述,可以使用类似的方法估计由单个节段2100产生的接触力,并且随后测量装置的部署环境的壁的刚度。

[0293] 机载活检工具

[0294] 图21和图22a及图22b中示出的流体致动节段2100的增强导管2110被配置为容纳在内窥镜检查中使用的标准活检工具,如现在将参照图24a至图24c进行描述。

[0295] 图24a至图24c示出了端部节段2100的远端,该端部节段2100例如为在用于内窥镜目的时的先导节段2100。节段2100的端部设置有帽2400,帽2400具有多个出口,这些出口包括但不限于器械出口2402、第一流体出口2404、成像出口2406和第二流体出口2408。器械出口2402被配置为允许活检工具2410从节段2100的远端延伸出来。任何合适的活检工具2410可以穿过节段2100,例如,活检工具2410可以包括呈一对钳爪2414形式的末端执行器,如图24b中所示。这些钳爪2414可以包括电极,使得钳爪2414被配置为切割和凝结组织。器械出口2402还可以配置为输出流体,泵入流体和形成抽吸。成像出口2406被配置为保持摄像头和灯装置2412,第二流体出口2408被配置为输出流体以便清洁摄像头的镜头/灯装置2412。

[0296] 可以从图24c中看出,连接到活检工具2410和摄像头/灯装置2412的电缆延伸穿过由内部增强装置2104形成的导管2110。导管2110的标准直径为约2.8mm。因此,内径等于或大于该标准直径的诸如弹簧或弹性材料的卷绕线之类的内部增强装置2104可以嵌入在芯2102中,以允许活检工具2410从外部进入到节段2100的远端(这可能经由一系列其他节段2100),如现在将讨论的。

[0297] 图25提供了使用与参照图2描述的机器人装置的机动化筋束实施方式相同的配置的3节段装置将如何使用导管2110将管、线缆和器械从各种节段传送到所附加的系绳。

[0298] 这些导管2110还允许将管材和线材从一个节段传送到要么外部要么另一个节段。例如,与图2的构造类似的构造使用三个节段并且具有7个自由度。如上所述,可能有必要提供穿过器械通道2402的活检工具2410、将外部泵连接到第一流体出口2404以产生水射流的管以及最后的从位于远端的摄像头/灯装置2412传送到装置外部的计算机的电缆。如此,7个致动管、1个水射流管、1条电缆和1个器械通道可以穿过这三个节段到达系绳。然后,将该系绳联接到致动和处理单元,该致动和处理单元容纳泵致动器和图像可视化系统。

[0299] 外皮摩擦机构

[0300] 现在,将更详细地描述上述外皮摩擦机构的实现方式。可以调整用于包封装置的材料,以便控制节段102、104、106、2100与装置部署环境的表面之间的摩擦相互作用。在图26中提供了材料的一个示例,图26例示了所述材料的表面2600的构造。表面2600具有包括多行面向后纤维状弯钩2602的弯钩状或“纤毛”构造。当装置在箭头A的方向上沿着诸如结肠这样的空腔向前移动时,弯钩2602在相反的方向上平放,以允许装置没有阻力地移动通过空腔。如果装置在箭头B的方向上沿着空腔向后滑动,则弯钩2602在相反方向上移动,使得它们竖立,使得它们抓住空腔的壁,由此防止装置向后滑动。然而,应当理解,当要在相反方向上致动装置时,也就是说,为了使装置退出空腔时,要致动力足以克服由弯钩2602提供的阻力。

[0301] 另选地,用于包围装置的材料可以包括“鱼鳞”装置,其包括被配置为以与弯钩装置类似的方式工作的多个小盘或板状结构或“鳞片”,其中鳞片在装置向前移动时变平,而在装置向后滑动时向外成扇形散开。

[0302] 图27a和图27b和图28a及28b证明了这种材料在装置弯曲时的效果。图27a示出了具有多个单方向鳞片或纤维2702的表面2700,表面2700处于笔直位置。这里,纤维2702基本

上平放在表面2700上。图27b例示了在表面2700所覆盖的节段弯曲时的该表面2700。这里，纤维2702已经展开，使得它们基本上垂直于表面2700竖立，由此增强装置在特定方向上的机动移动。

[0303] 图28a示出了具有多个多方向鳞片或纤维2802的表面2800，表面2800处于笔直位置。这里，纤维2802基本上平放在表面2800上。图28b例示了在表面2800所覆盖的节段弯曲时的该表面2800。这里，纤维2802已经展开，使得它们基本上垂直于表面2800竖立，由此防止在两个方向上发生滑动以有效地进行锚固。

[0304] 通过用具有以上构造的材料包围装置，改善了装置绕高达大约180°的角部四处移动的能力。如此，机动运动节段在其环境的壁之间的锚固以及由装置外表面提供的钩住和锚固动作的组合作用使得装置更容易将自身钩住角部周围并拉动装置自身和弯曲。

[0305] 以上表面可以由任何合适的材料(例如，聚氨酯橡胶PMC-780)制成。

[0306] 无论通过添加、删除和/或替换，都可对所有上述实施方式进行各种修改，以提供其他实施方式，这些实施方式中的任一个和/或全部都旨在由所附权利要求书涵盖。

¹ Loeve, a. J.的“Shaft-Guidance for Flexible Endoscopes”，荷兰代尔夫特，代尔夫特理工大学生物机械工程系，2012年博士论文。

[0307]

² F. Stracci、M. Zorzi 和 G. Grazzini 的“Colorectal Cancer Screening: Tests, Strategies, and Perspectives”，《Frontiers in Public Health》，2014 年第 2 卷 10 月期，第 1 至 9 页。

³ A. Loeve、P. Breedveld 和 J. Dankelman 的“Scopes Too Flexible...and Too Stiff”，IEEE Pulse，2010 年第 1 卷第 3 期第 26 至 41 页。

⁴ A. May, L. Nachbar 和 C. Ell 的“Double-balloon enteroscopy (push-and-pull enteroscopy) of the small bowel: Feasibility and diagnostic and therapeutic yield in patients with suspected small bowel disease”，《Gastrointest.Endosc.》，2005 年第 62 卷第 1 期第 62 至 70 页。

⁵ H. Yamamoto、Y. Sekine、Y. Sato、T. Higashizawa、T. Miyata、S. Iino、K. Ido 和 K. Sugano 的“Total enteroscopy with a nonsurgical steerable double-balloon method”《Gastrointestinal endoscopy》，加利福尼亚州圣地亚哥，文学硕士论文报告，2000 年 5 月。

⁶ M. R. Yuce 和 T. Dissanayake 的“Easy-to-swallow wireless telemetry”，IEEE Microw 期刊，2012 年第 13 卷第 6 期，第 90 至 101 页。

⁷ G. Iddan、G. Meron、A. Glukhovsky 和 P. Swain 的“Wireless capsule endoscopy”，《Nature》，2000 年第 405 卷第 6785 期第 417 页。

⁸ P. Dario, M. C. Carrozza 和 A. Pietrabissa 的“Development and in vitro testing of a miniature robotic system for computerassisted colonoscopy”，《Comput.Aided Surg.》，1999 年第 4 卷第 1 期第 1 至 14 页。

⁹ H. D. Hoeg、A. B. Slatkin, J.W.Burdick 和 W.S. Grundfest 的“Biomechanical modeling of the small intestine as required for the design and operation of a robotic endoscope”，IEEE 2000 学报：机器人自动化国际会议的会议记录，加利福尼亚州旧金山，2000 年

[0308]

4 月，第 1599 至 1606 页。

¹⁰ P. Dario、M. C. Carrozza、L. Lencioni、B. Magnani 和 S. D'Attanasio 的“A microrobotic system for colonoscopy”，《Robotics and Automation》，1997 年学报，1997 IEEE 国际会议记录，IEEE，1997 年第 2 卷第 1567-1572 页。

¹¹ S. Kumar、I. M. Kassim 和 V. K. Asari 的“Design of a vision-guided microrobotic colonoscopy system”，《Adv.Robot.》，2000 年第 14 卷第 87 至 104 页。

¹² K. Wang、G. Yan、P. Jiang 和 D. Ye 的“A wireless robotic endoscope for gastrointestinal”，IEEE 机器人会刊，2008 年第 24 卷第 1 期第 206 至 210 页。

¹³ W. Lin、Y. Shi、Z. Jia 和 G. Yan 的“Design of a wireless anchoring and extending micro robot system for gastrointestinal tract”，《The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery》，MRCAS，2013 年第 9 卷第 167 至 179 页。

¹⁴ E. V. Mangan、D. A. Kingsley、R. D. Quinn 和 H. J. Chiel 的“Development of a Peristaltic Endoscope”，2002 年 IEEE 机器人及自动化的国际会议记录会刊，2002 年 5 月期第 342 至 352 页。

¹⁵ A. Menciassi、S. Gorini、G. Pernorio 和 P. Dario 的“A SMA actuated artificial earthworm”，2004 年 IEEE 机器人及自动化的国际会议记录会刊，2004 年第 4 期第 3282 至 3287 页。

¹⁶ A. Menciassi、D. Accoto、S. Gorini 和 P. Dario 的“Development of a biomimetic miniature robotic crawler”，《Autonomous Robots》，2006 年第 21 卷第 2 期第 155 至 163 页。

[0309]

¹⁷ S. Seok、C. D. Onal、K. J. Cho、R. J. Wood、D. Rus 和 S. Kim 的 “Meshworm: A Peristaltic Soft Robot with Antagonistic Nickel Titanium Coil Actuators” , IEEE/ASME 机械电子会刊, 2013 年第 18 卷第 5 期第 1485 至 1497 页。

¹⁸ K. Ikuta、M. Tsukamoto 和 S. Hirose、R. H. Taylor、S. Lavalley、G. Burdea 和 R. Mosges 的 “Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback and application for active endoscope”, 《Computer-Integrated Surgery》, 1996 年第 277 至 282 页: MIT 出版社。

¹⁹ P. Valdastri、M. Simi 和 R. J. Webster 的 “Advanced Technologies for Gastrointestinal Endoscopy” , 《Annual Review of Biomedical Engineering.》, 2012 年第 14 卷第 1 期第 397 至 429 页。

²⁰ J. Pfeffer、R. Grinshpon、D. Rex、B. Levin、T. Rösch、N. Arber 和 Z. Halpern 的 “The Aer-O-Scope: Proof of the Concept of a Pneumatic, Skill-Independent, Self-Propelling, Self-Navigating Colonoscope in a Pig Model” , 《Endoscopy》, 2006 年第 38 卷第 2 期第 144 至 148 页。

²¹ T. Rösch、A. Adler、H. Pohl、E. Wettschureck、M. Koch、B. Wiedenmann 和 N. Hoepffner 的 “A motor-driven single-use colonoscope controlled with a hand-held device: a feasibility study in volunteers” , 《Gastrointestinal Endoscopy》, 2008 年第 67 卷第 7 期第 1139 至 1146 页。

²² S. Groth、D. K. Rex、T. Rösch 和 N. Hoepffner 的 “High Cecal Intubation Rates with a New Computer-Assisted Colonoscope: a Feasibility Study” , 《The American Journal of Gastroenterology.》, 2011 年第 106 卷第 6 期第 1075 至 1080 页。

²³ A. Eickhoff、R. Jakobs、A. Kamal、S. Mermash、J. F. Riemann 和 J. van Dam 的 “In vitro evaluation of forces exerted by a new computer-assisted colonoscope (the NeoGuide

[0310]

Endoscopy System)”，《*Endoscopy*》，2006 年第 38 卷第 12 期第 1224 至 1229 页。

²⁴ A. Eickhoff、J. Van Dam、R. Jakobs、V. Kudis、D. Hartmann、U. Damian、U. Weickert、D. Schilling 和 J. F. Riemann 的“Computer-Assisted Colonoscopy (The NeoGuide Endoscopy System): Results of the First Human Clinical Trial (‘PACE Study’)”《*American Journal of Gastroenterology*》, 2007 年第 102 卷第 2 期第 261 至 266 页。

²⁵ F. Cosentino、E. Tumino、G. R. Passoni、E. Morandi、A. Capria 的“Functional evaluation of the Endotics System, a new disposable self-propelled robotic colonoscope : in vitro tests and clinical trial”，《*International Journal of Artificial Organs*》，2009 年第 32 卷第 8 期第 517 至 527 页。

²⁶ T. Manwell、T. Vitek、T. Ranzani、A. Menciassi、K. Althoefer 和 H. Liu 的“Elastic Mesh Braided Worm Robot for Locomotive Endoscopy”，《*Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*》，2014 年第 36 届 IEEE 国际会议, 2014 年第 848 至 851 页。

²⁷ A. Alazmani、A. Hood、D. Jayne、A. Neville 和 P. Culmer 的“Quantitative assessment of colorectal morphology: Implications for robotic colonoscopy”，《*Medical Engineering and Physics*》，2016 年第 38 卷第 2 期第 148 至 154 页。

²⁸ P. B. Cotton、P. Connor、D. McGee、P. Jowell、N. Nickl、S. Schutz、J. Leung、J. Lee 和 E. Libby 的“Colonoscopy: practice variation among 69 hospital-based endoscopists”，《*Gastrointestinal Endoscopy*》，2003 年第 57 卷第 3 期第 352 至 357 页。

²⁹ C. Stefanini、A. Menciassi、P. Dario 的“Modeling and Experiments on a Legged Microrobot Locomoting in a Tubular, Compliant and Slippery Environment”，《*The International Journal of Robotics Research*》，2006 年第 25 卷第 5-6 期第 551 至 560 页。

³⁰ I. D. Walker 的“Continuous Backbone “Continuum ” Robot Manipulators”，

[0311]

《*Internation Scholarly research Notices: Robotics*》，2013 年第 2013 卷。

³¹ B. A. Jones 和 I. D. Walker 的“Kinematics for multisection continuum robots”，*IEEE* 机器人会刊，2006 年第 22 卷第 1 期第 43 至 55 页。

³² M. Rolf 和 J. J. Steil 的“Constant curvature continuum kinematics as fast approximate model for the Bionic Handling Assistant”，*IEEE* 国际会议：智能机器人和系统，2012 年第 3440 至 3446 页。

³³ J. S. Przemieniecki 的“*Theory of Matrix Structural Analysis*”，纽约，麦格劳-希尔，1968 年。

³⁴ P. Polygerinos、N. Correll、S. A. Morin、B. Mosadegh、C. D. Onal、K. Petersen、M. Cianchetti、M. T. Tolley 和 R. F. Shepherd 的“Soft Robotics: Review of Fluid-Driven Intrinsically Soft Devices; Manufacturing, Sensing, Control, and Applications in Human-Robot Interaction”，《*Advanced Engineering Materials*》，2017 年第 19 卷第 12 期。

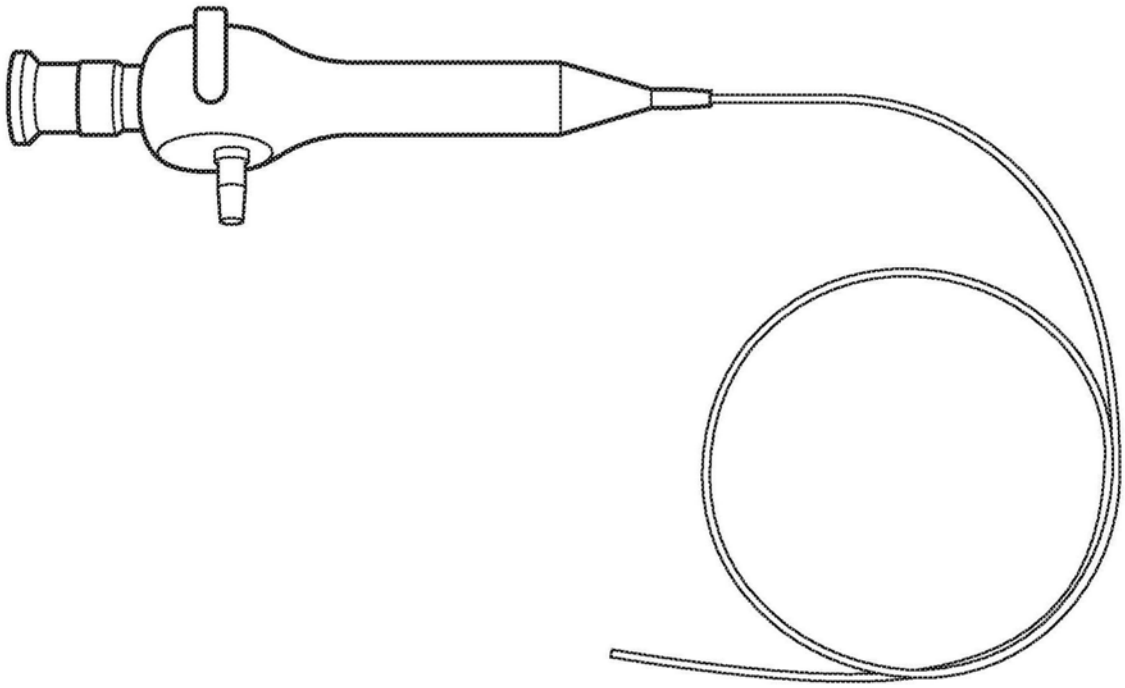


图1 (现有技术)

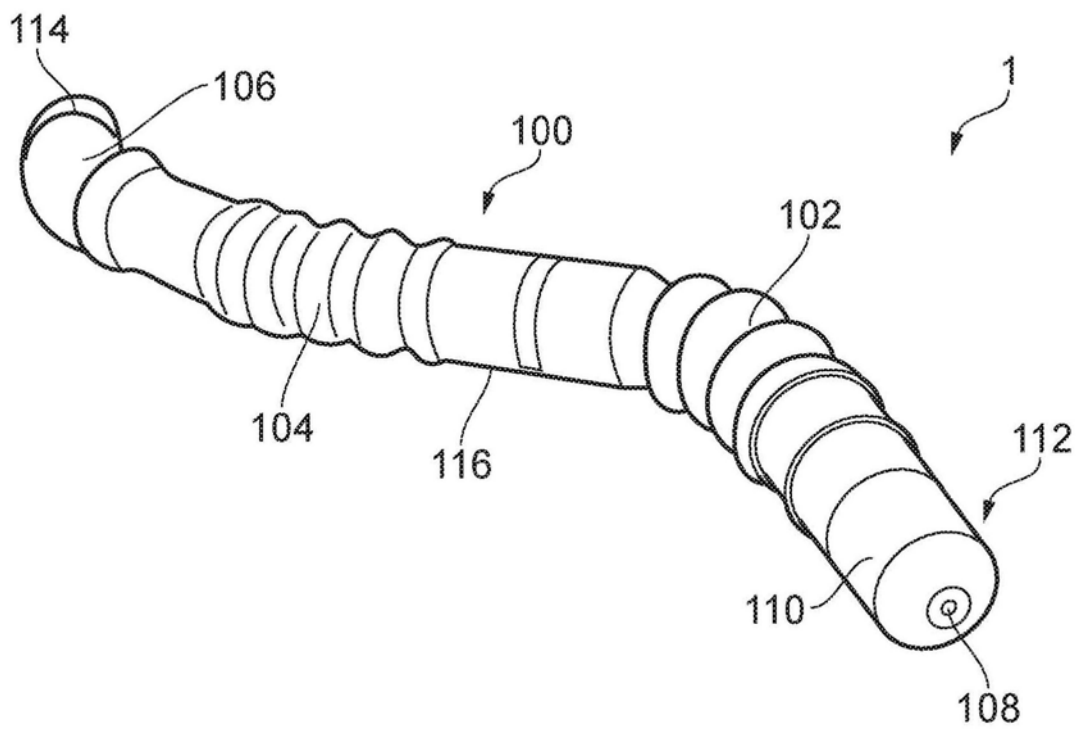


图2

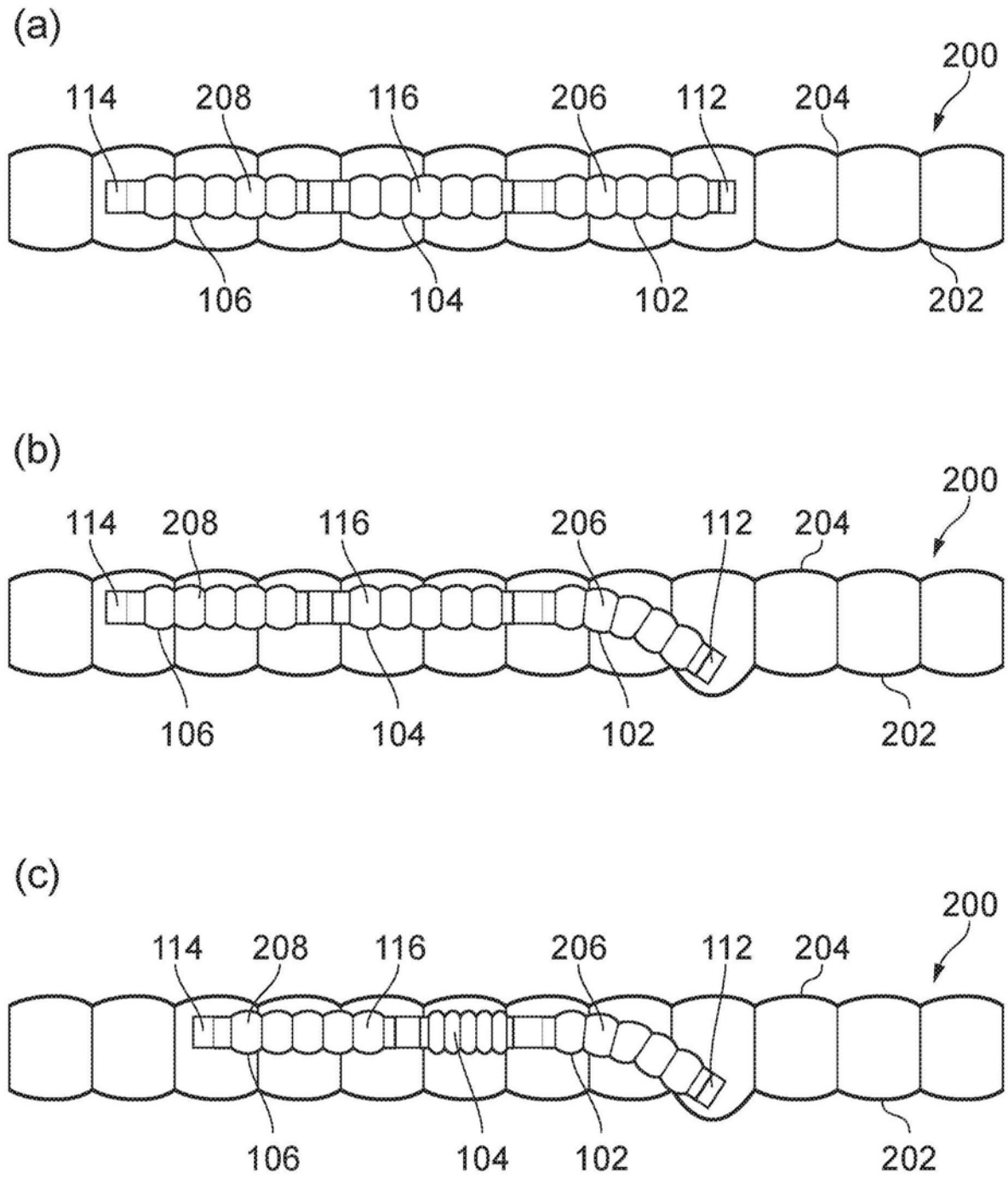


图3

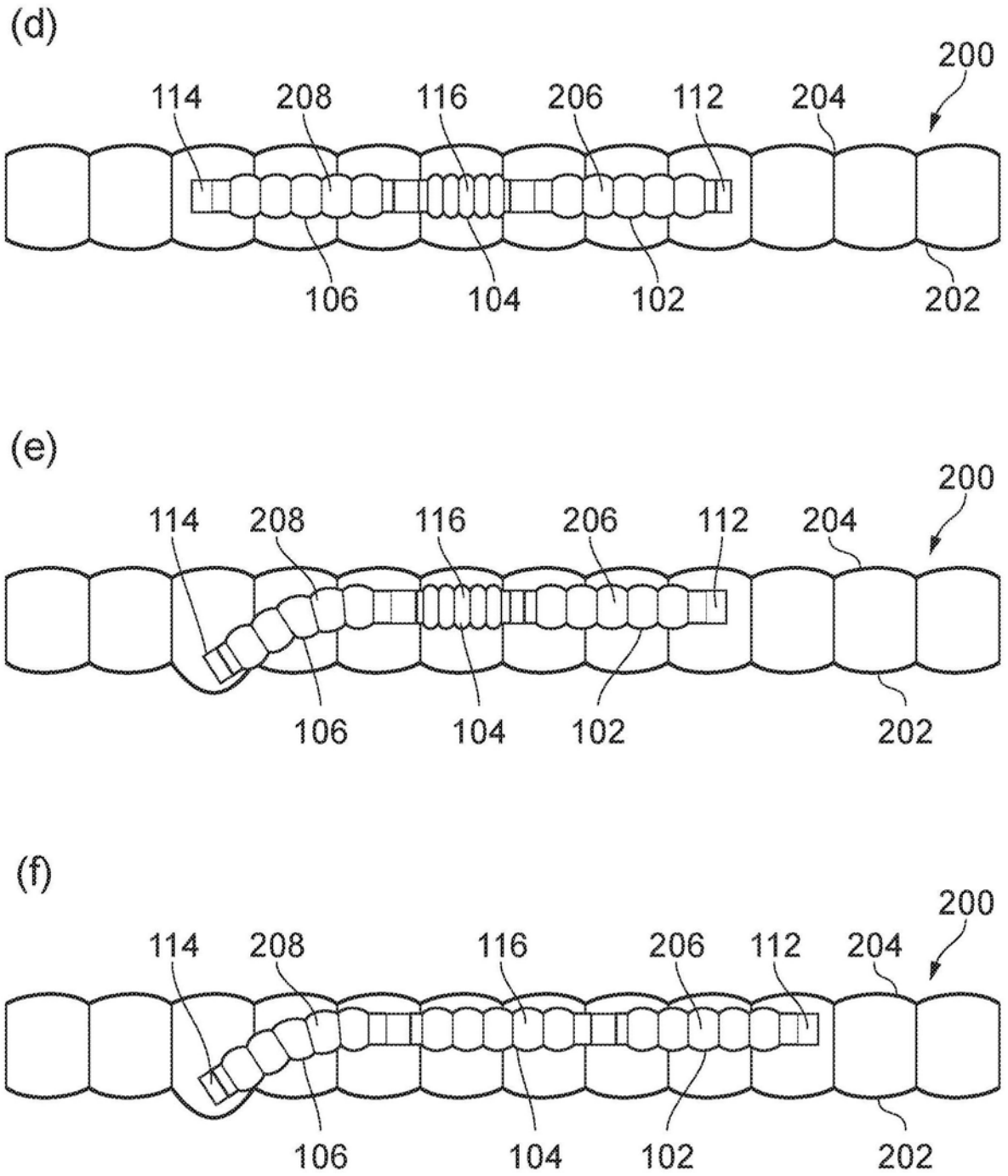


图3(继续)

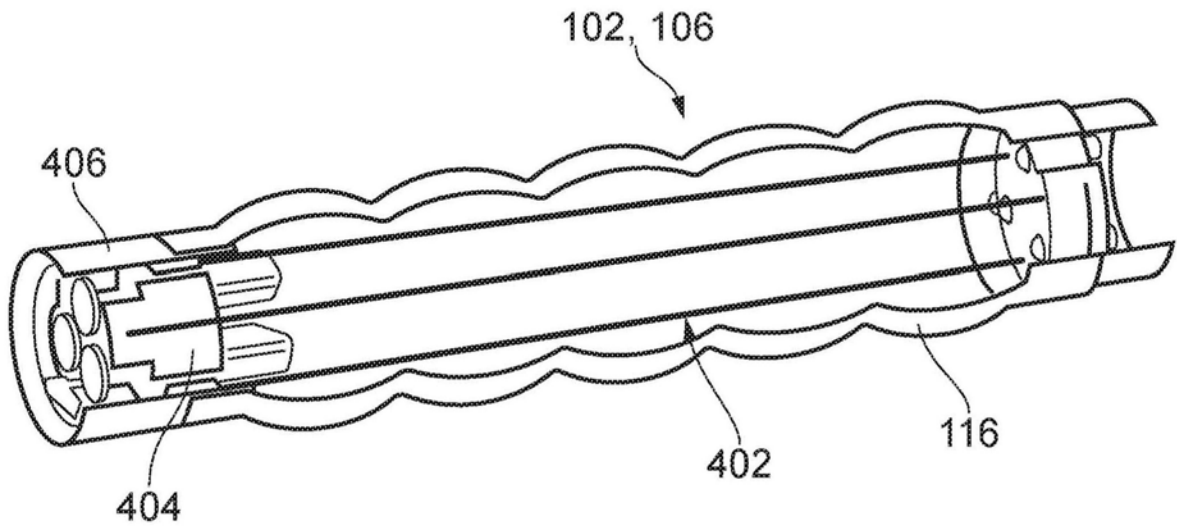


图4a

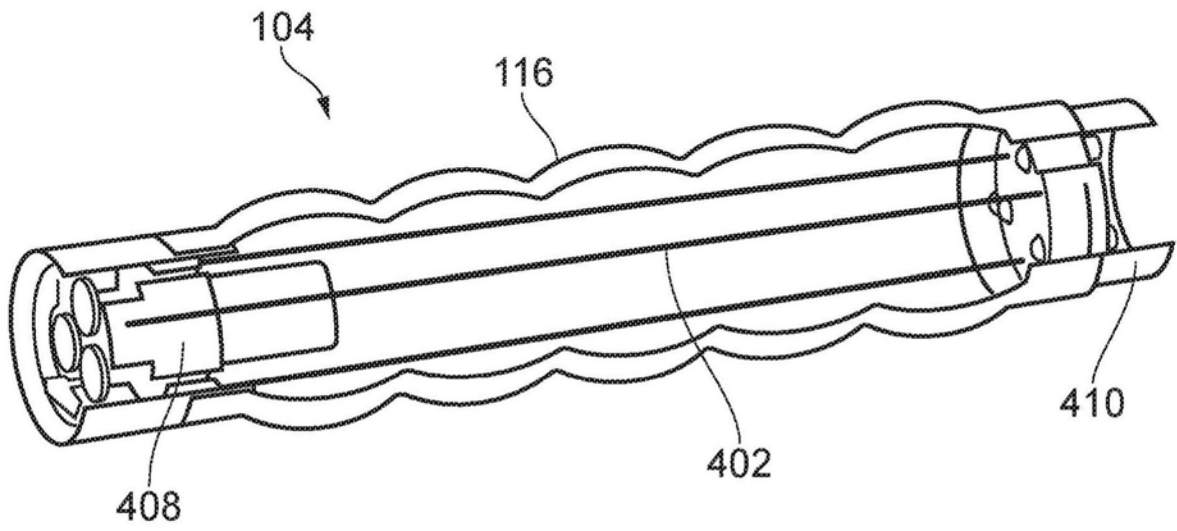
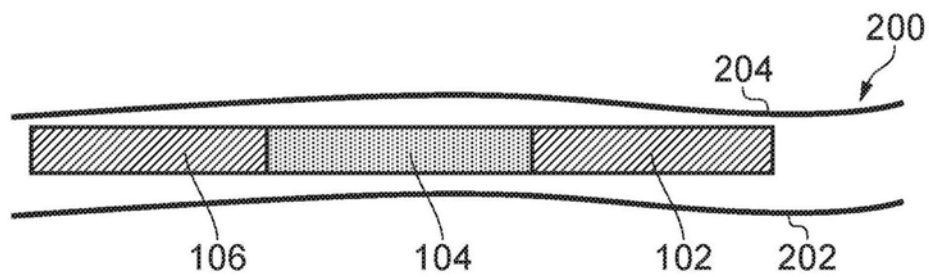
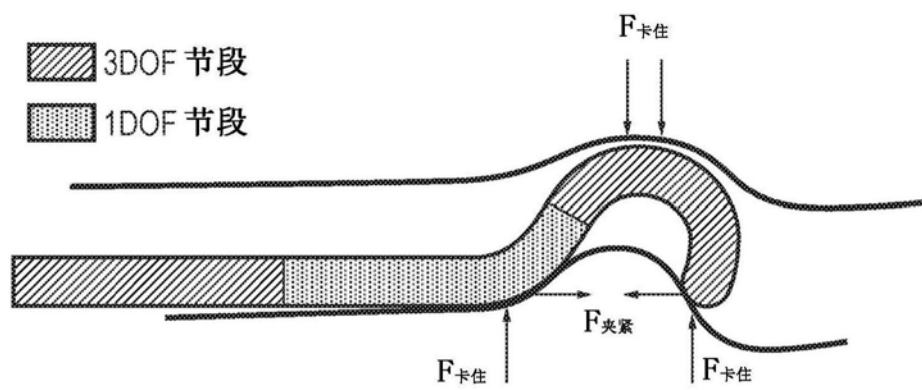
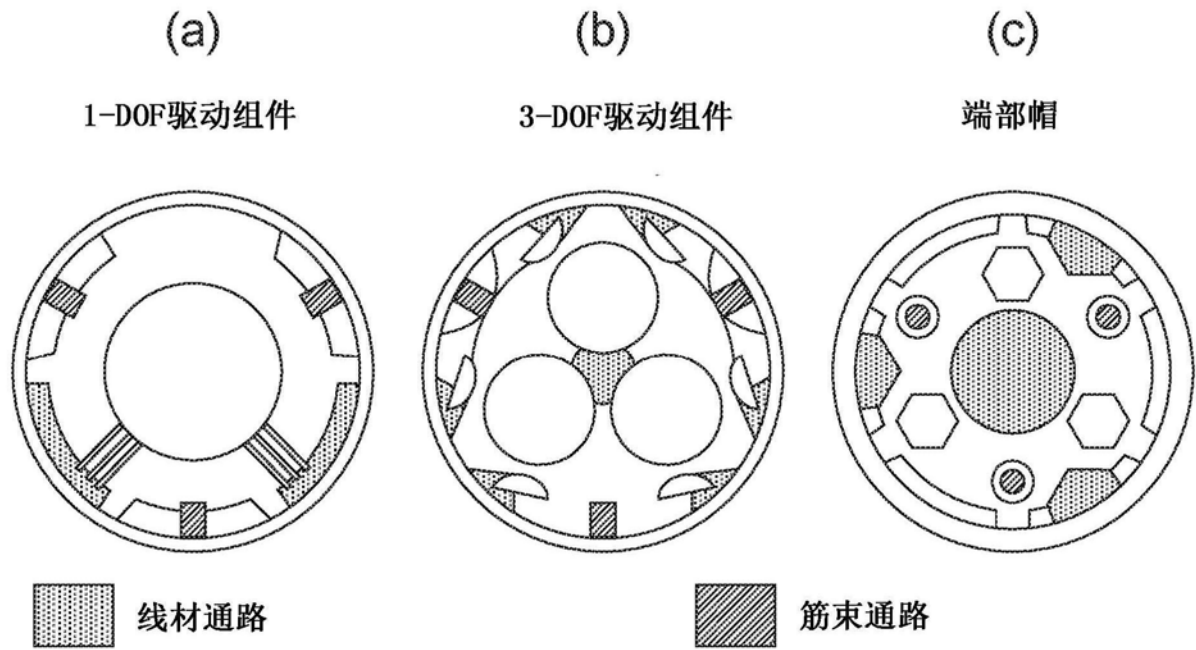


图4b



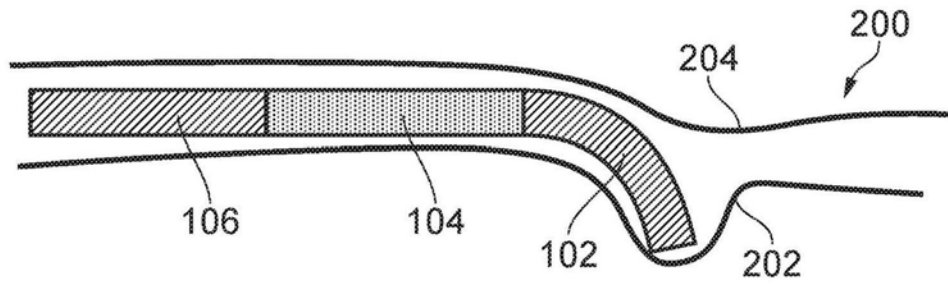


图7b

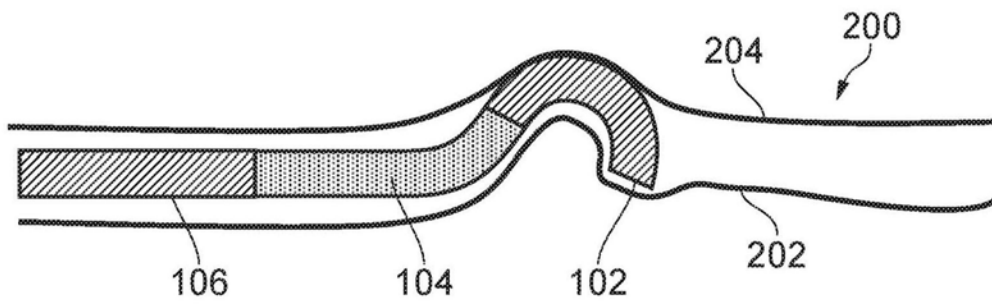


图7c

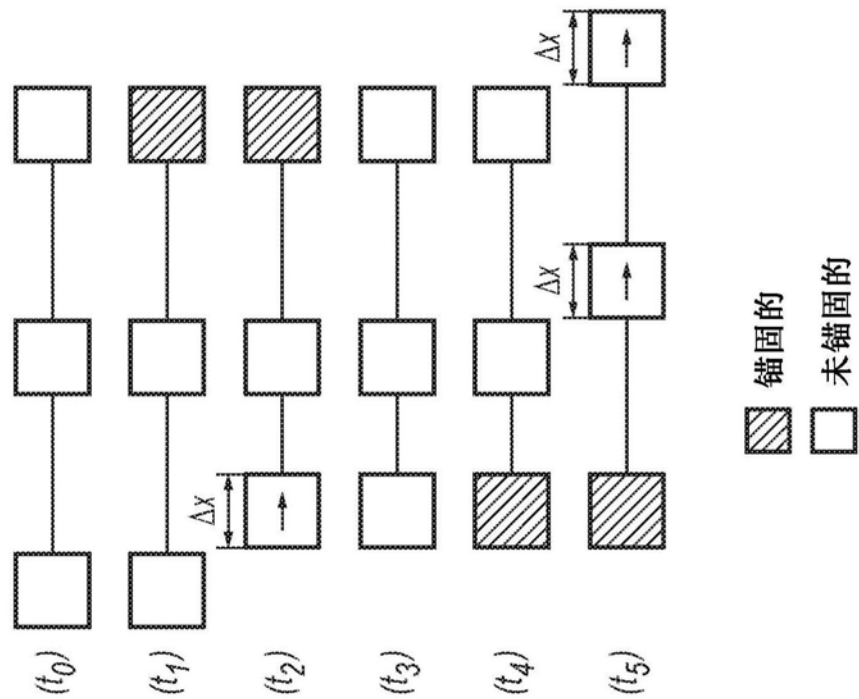


图8

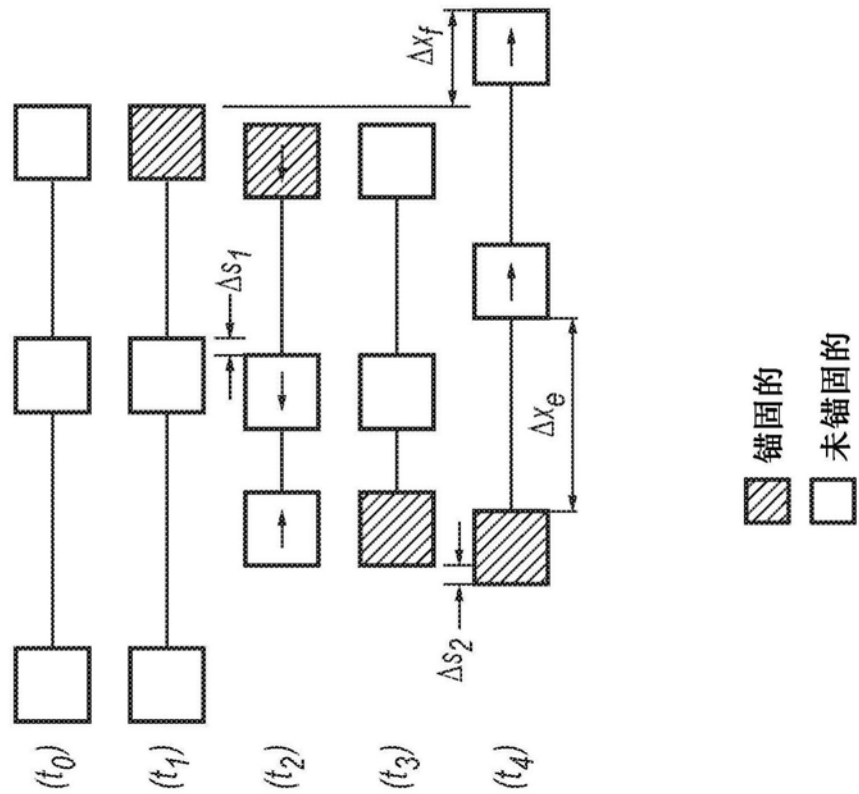


图9

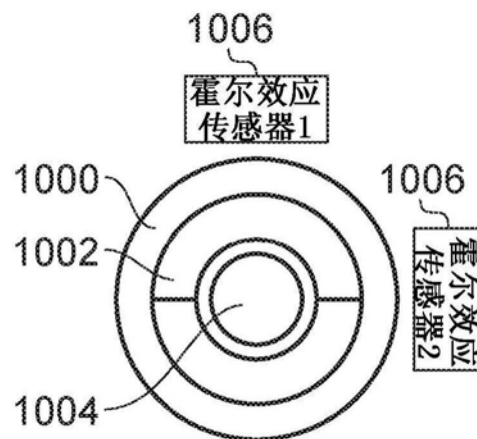


图10

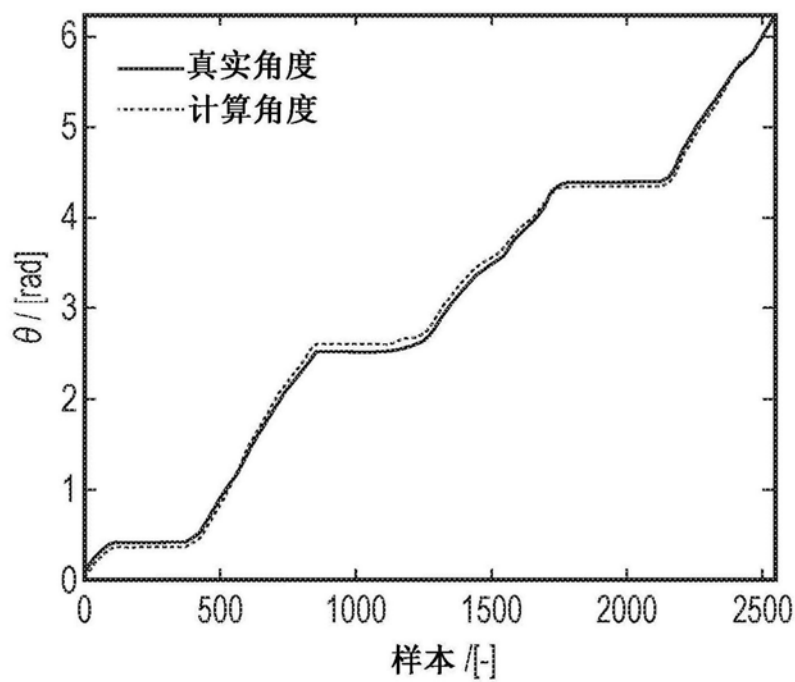


图11

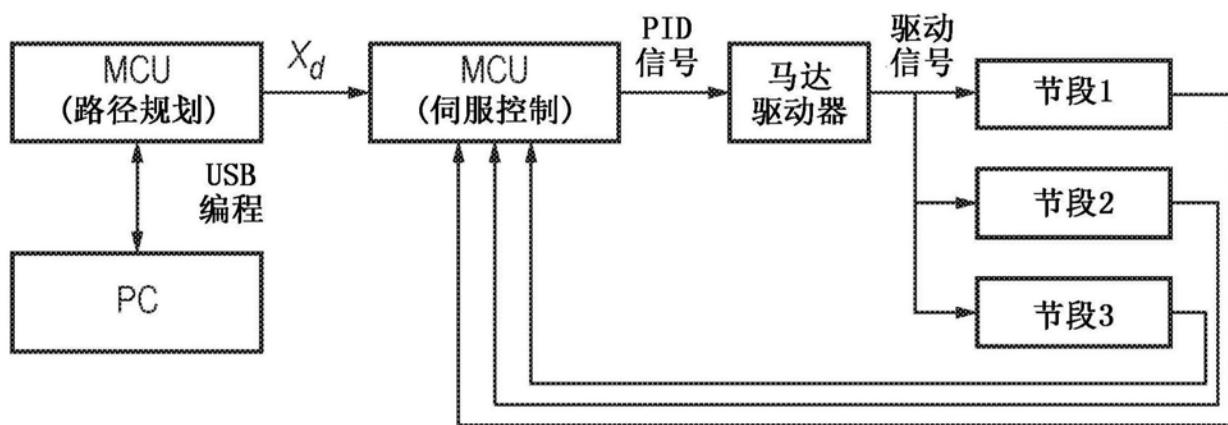


图12

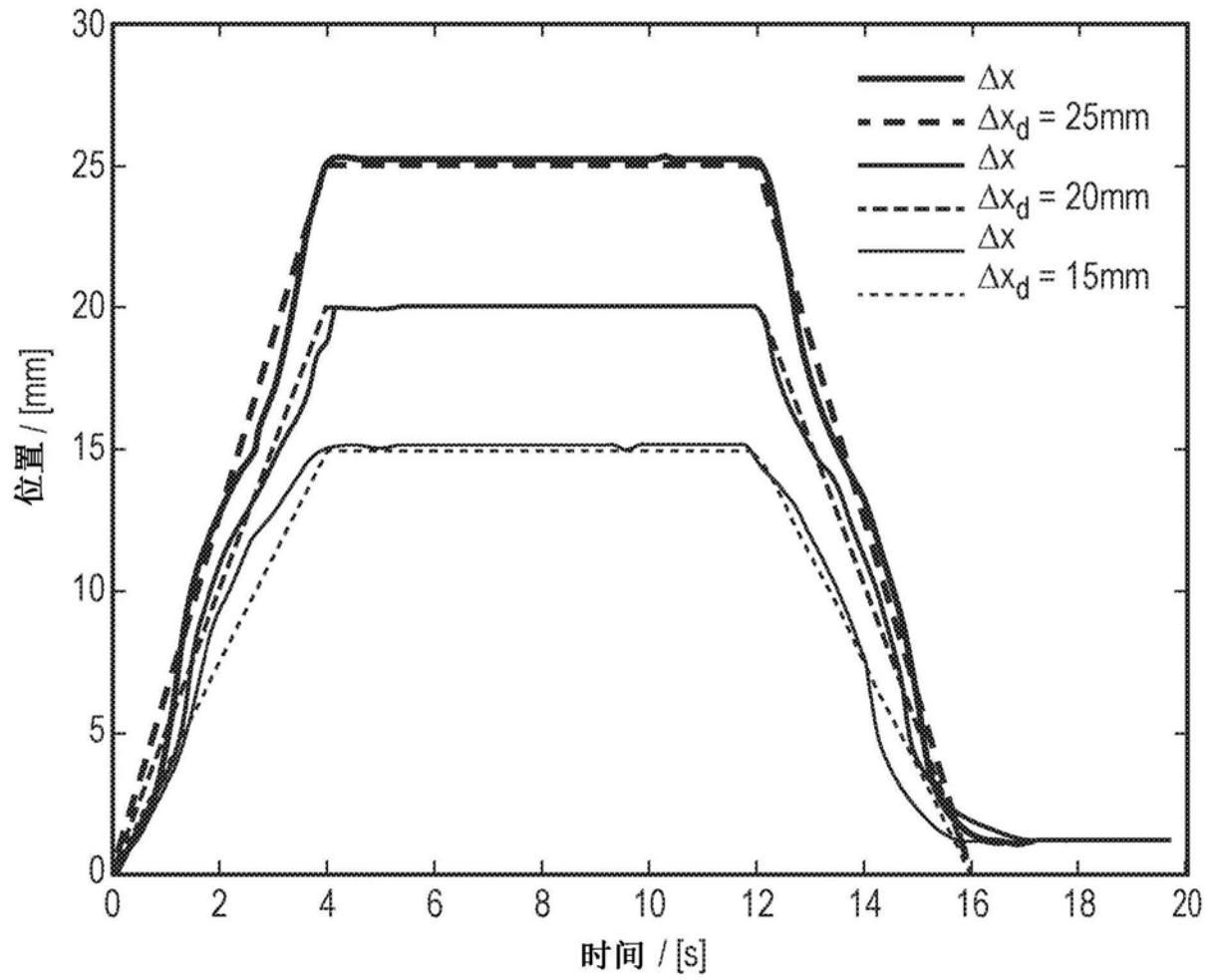


图13

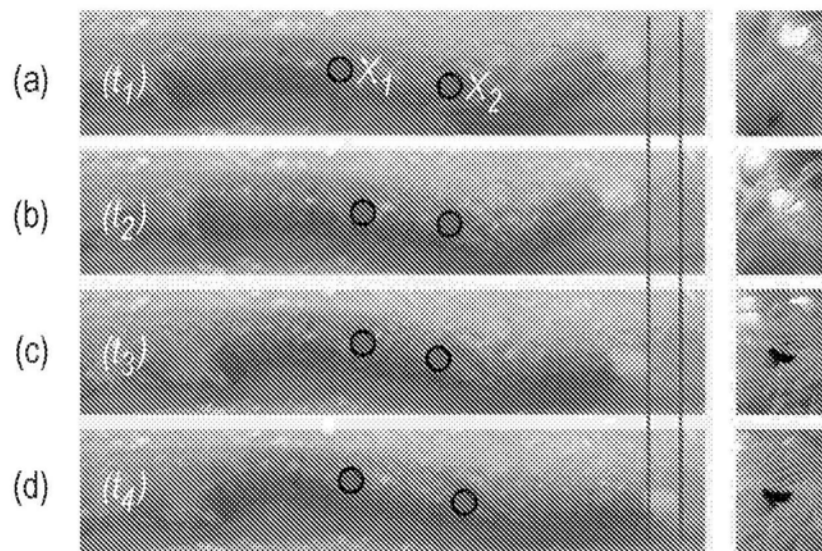


图14

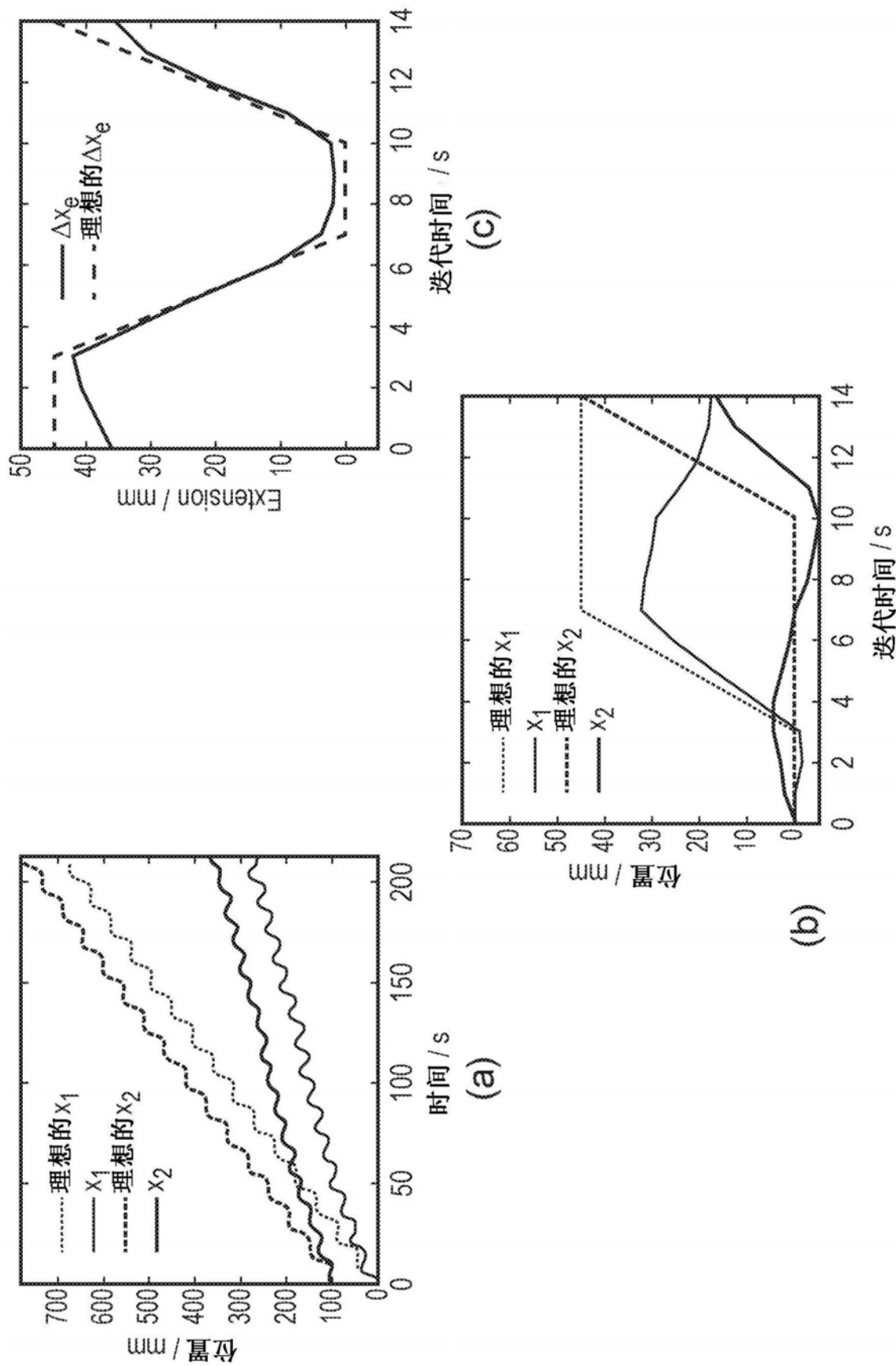


图15

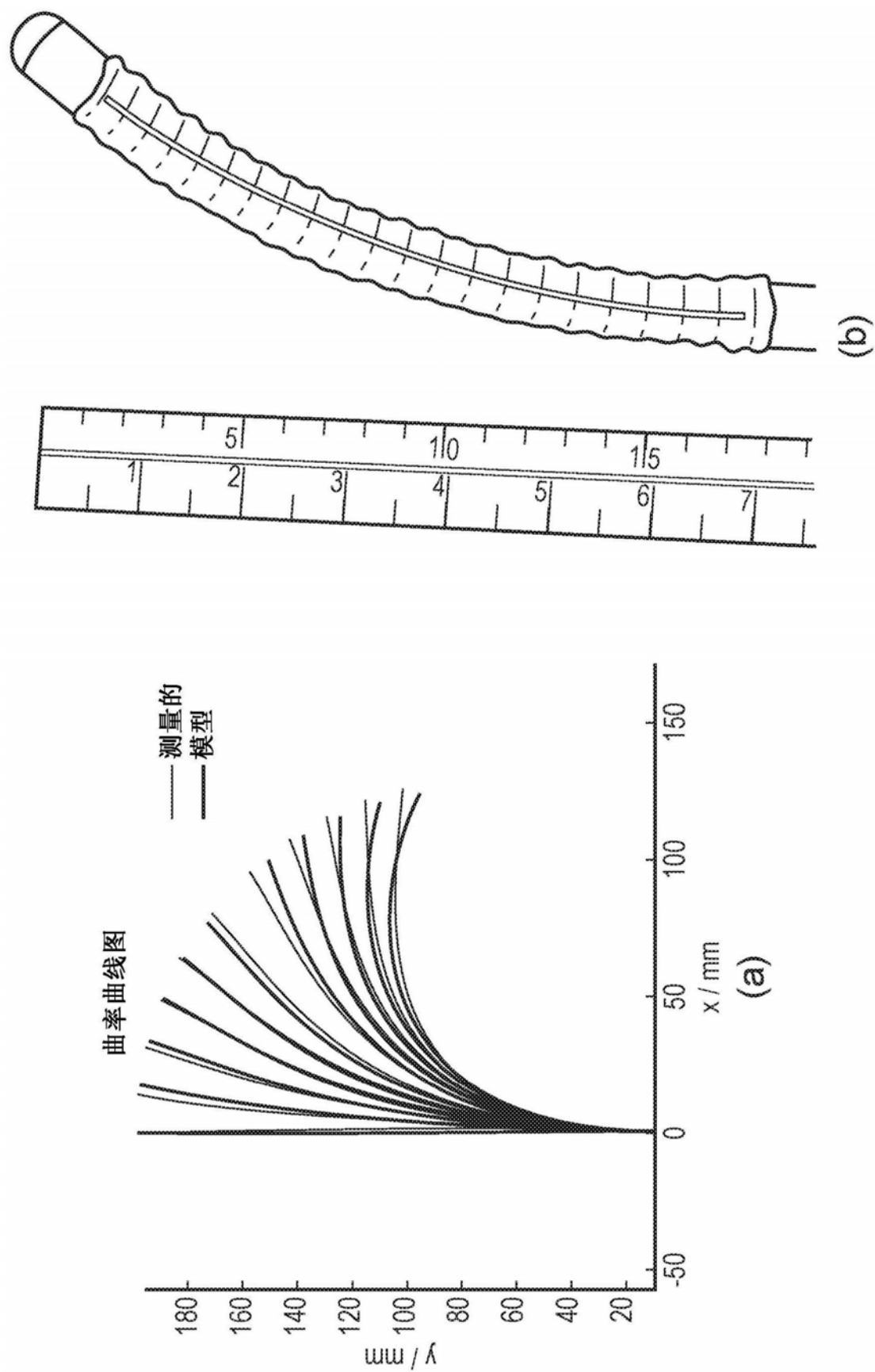


图16

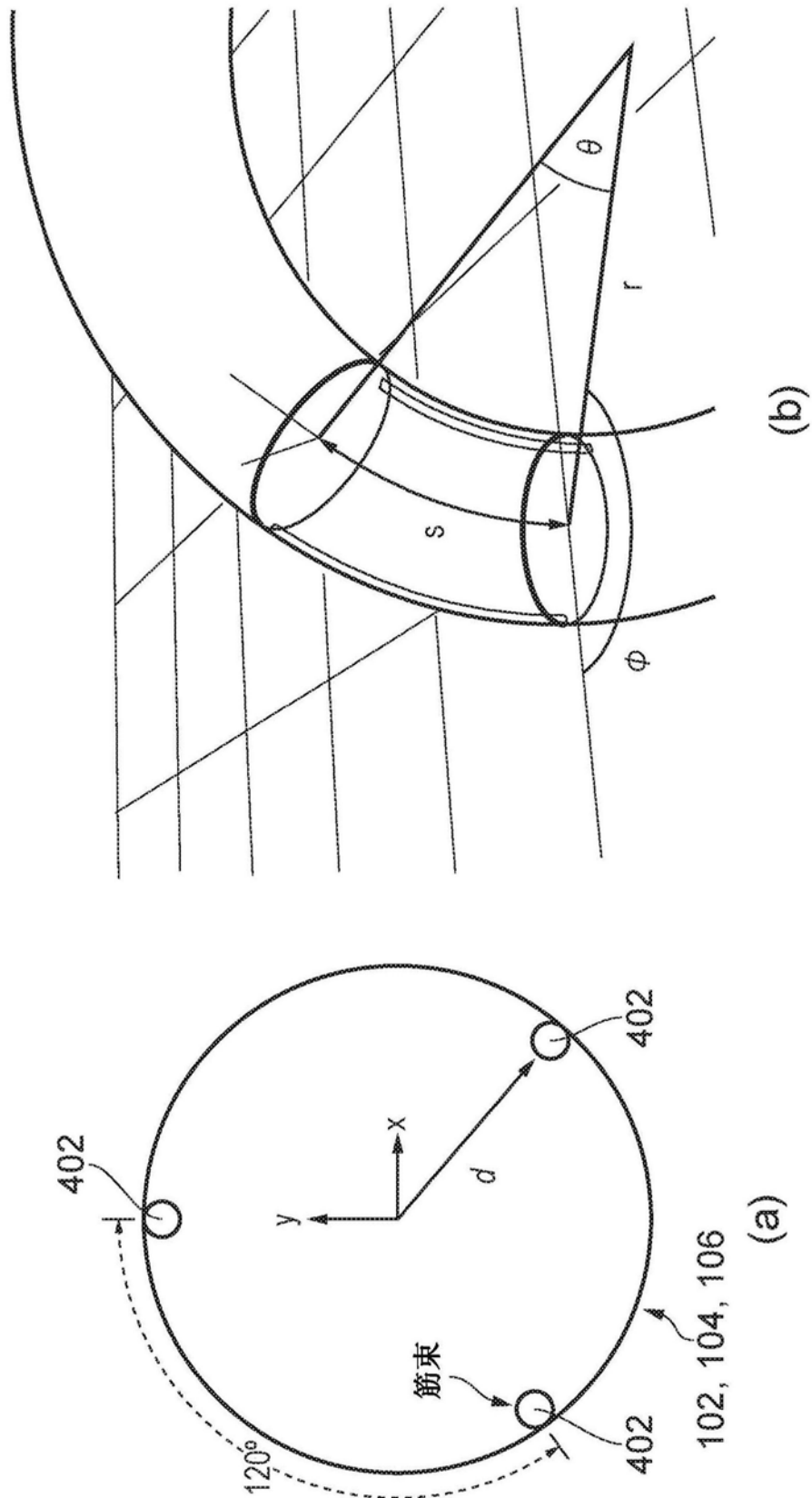


图17

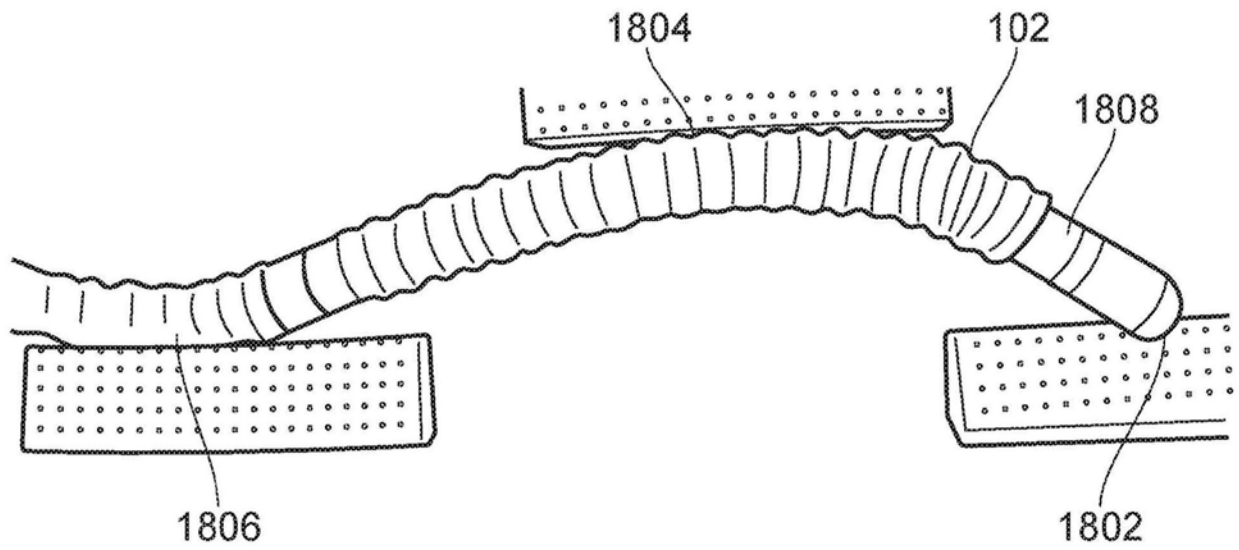


图18a

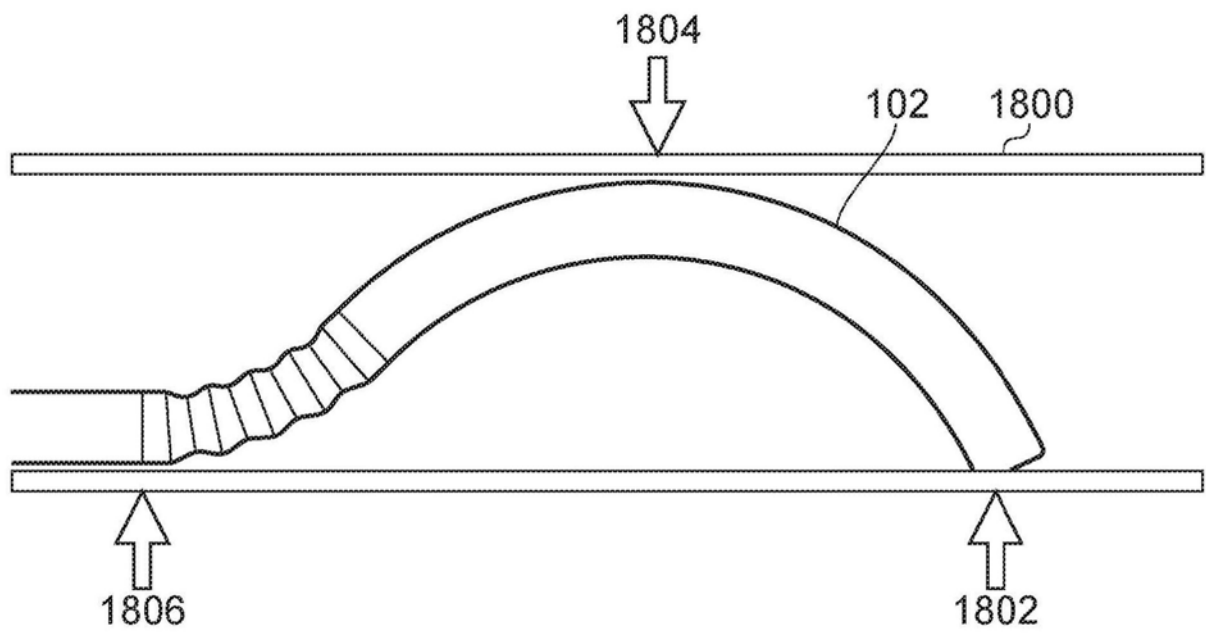


图18b

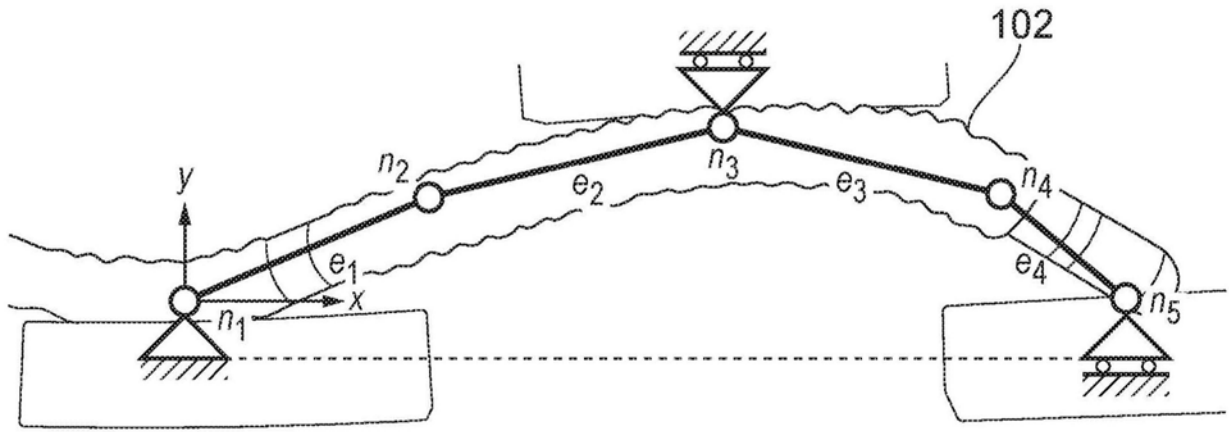


图19a

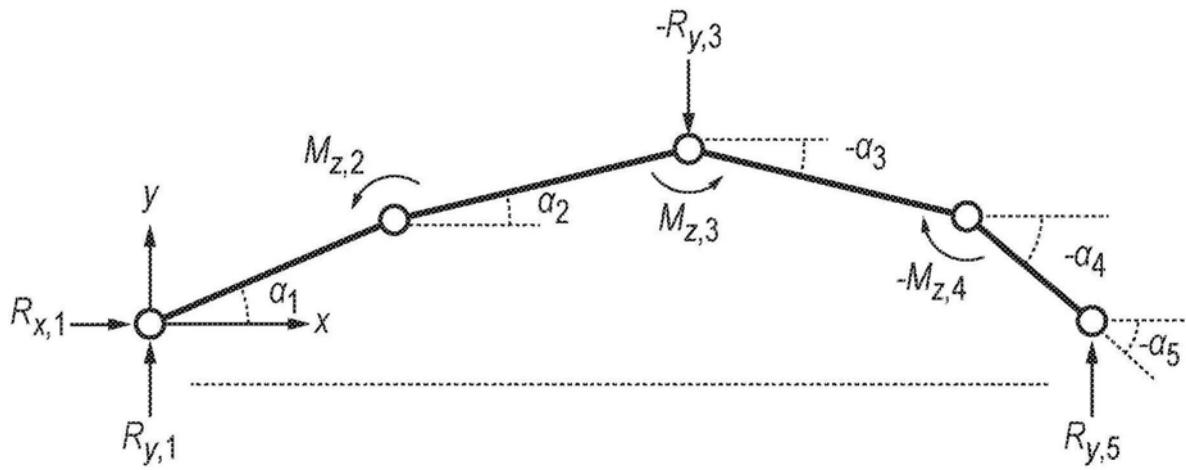


图19b

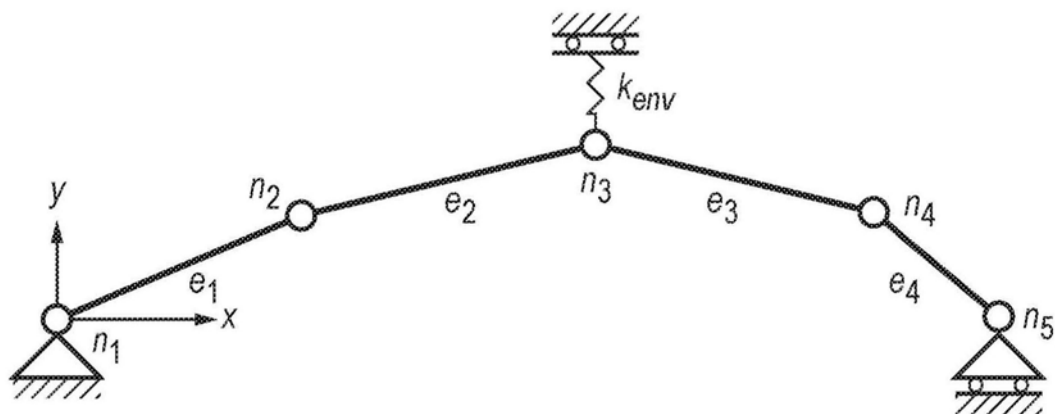


图19c

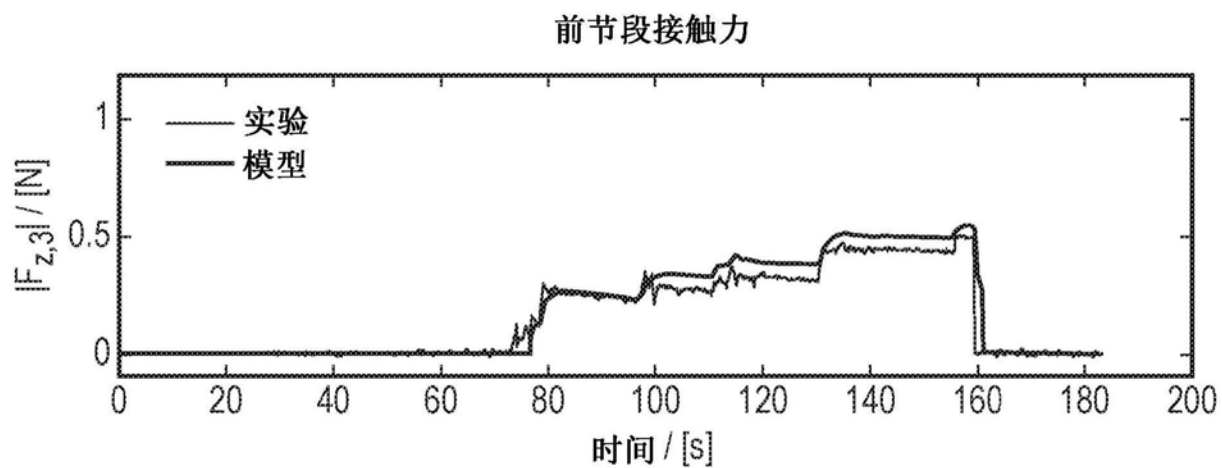


图20a

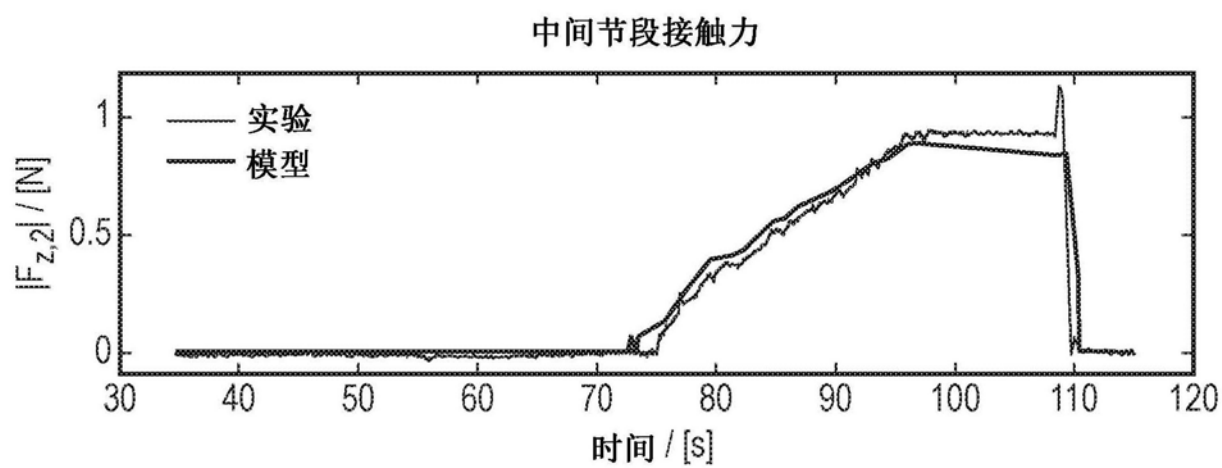


图20b

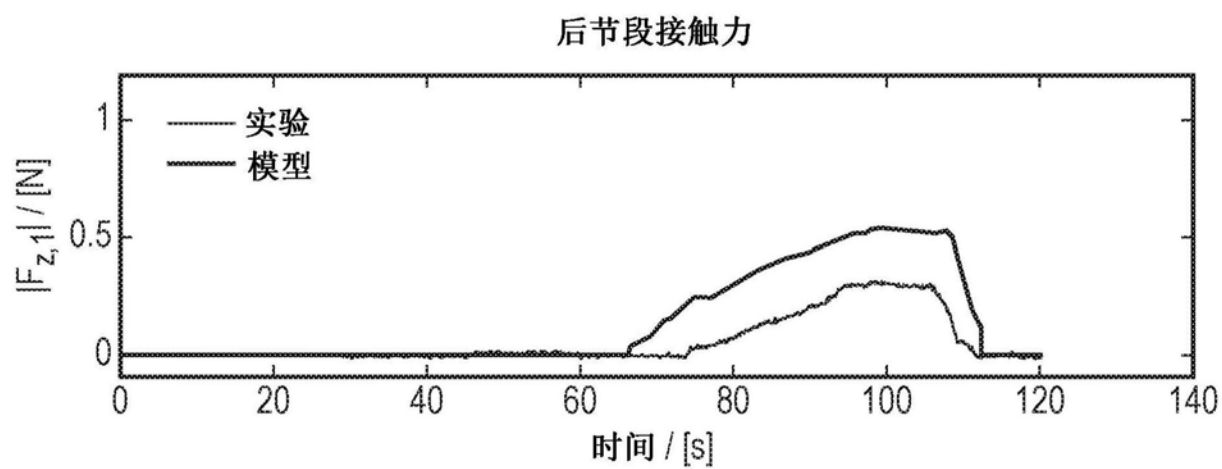


图20c

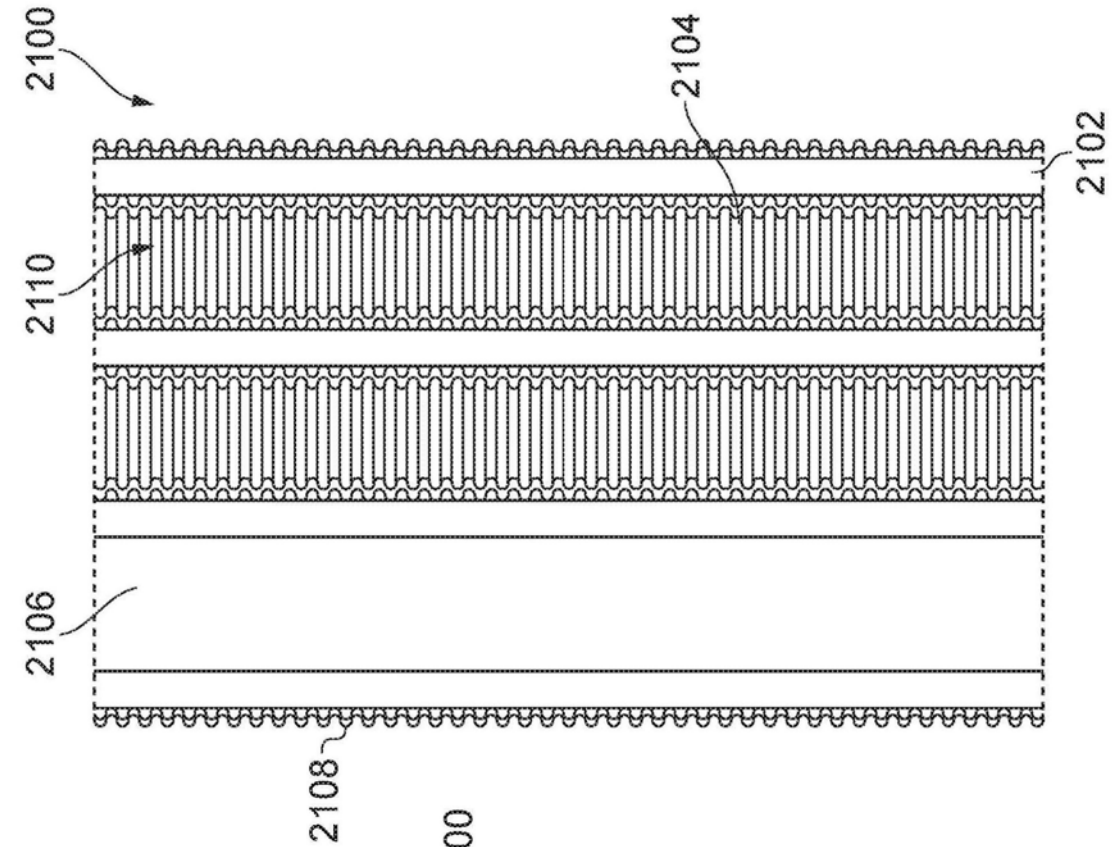


图21b

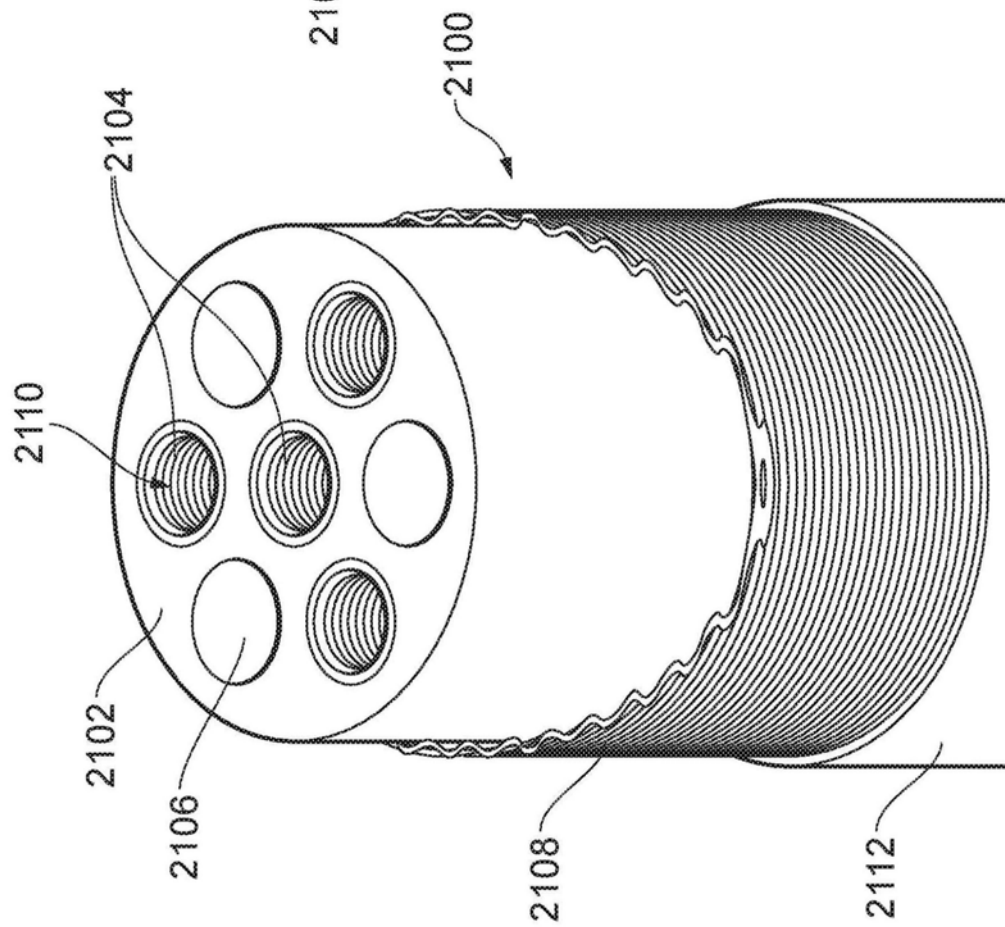


图21a

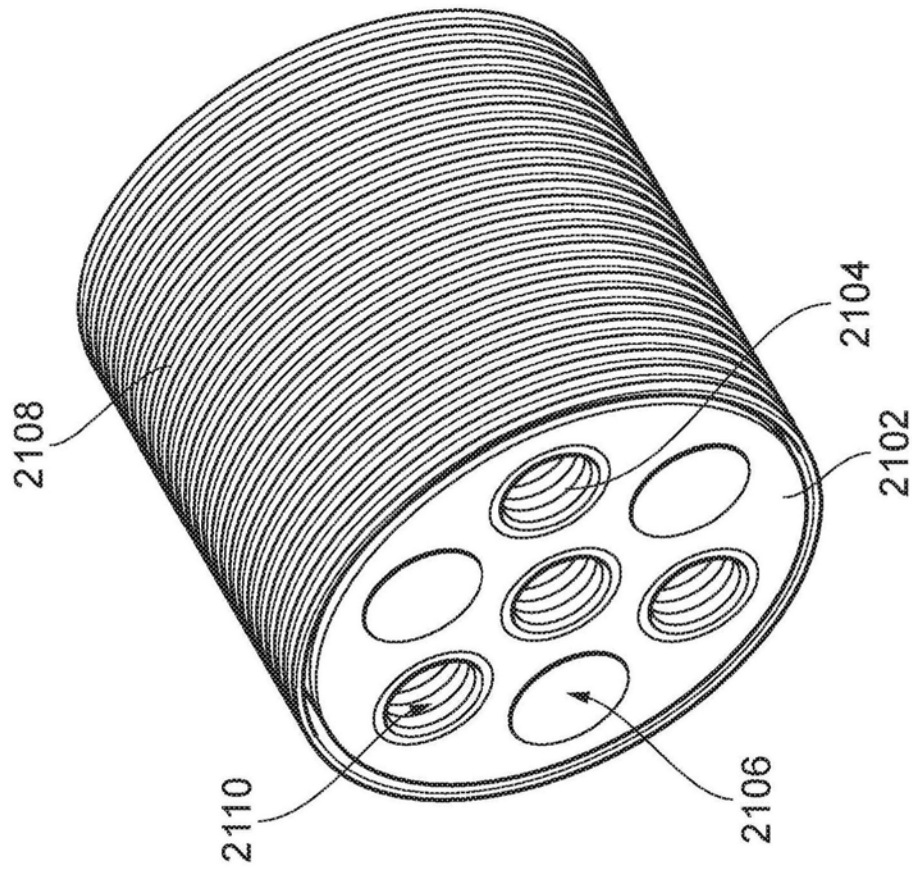


图22a

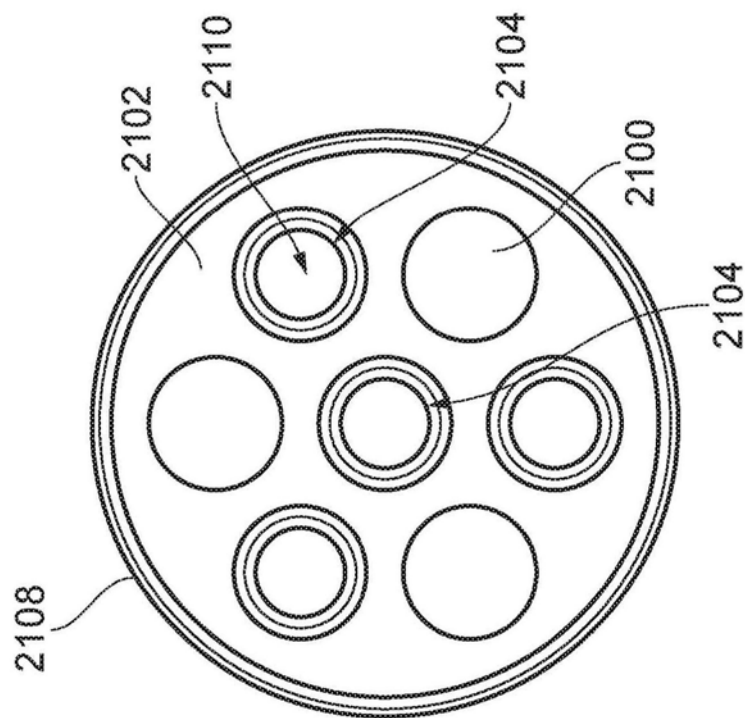


图22b

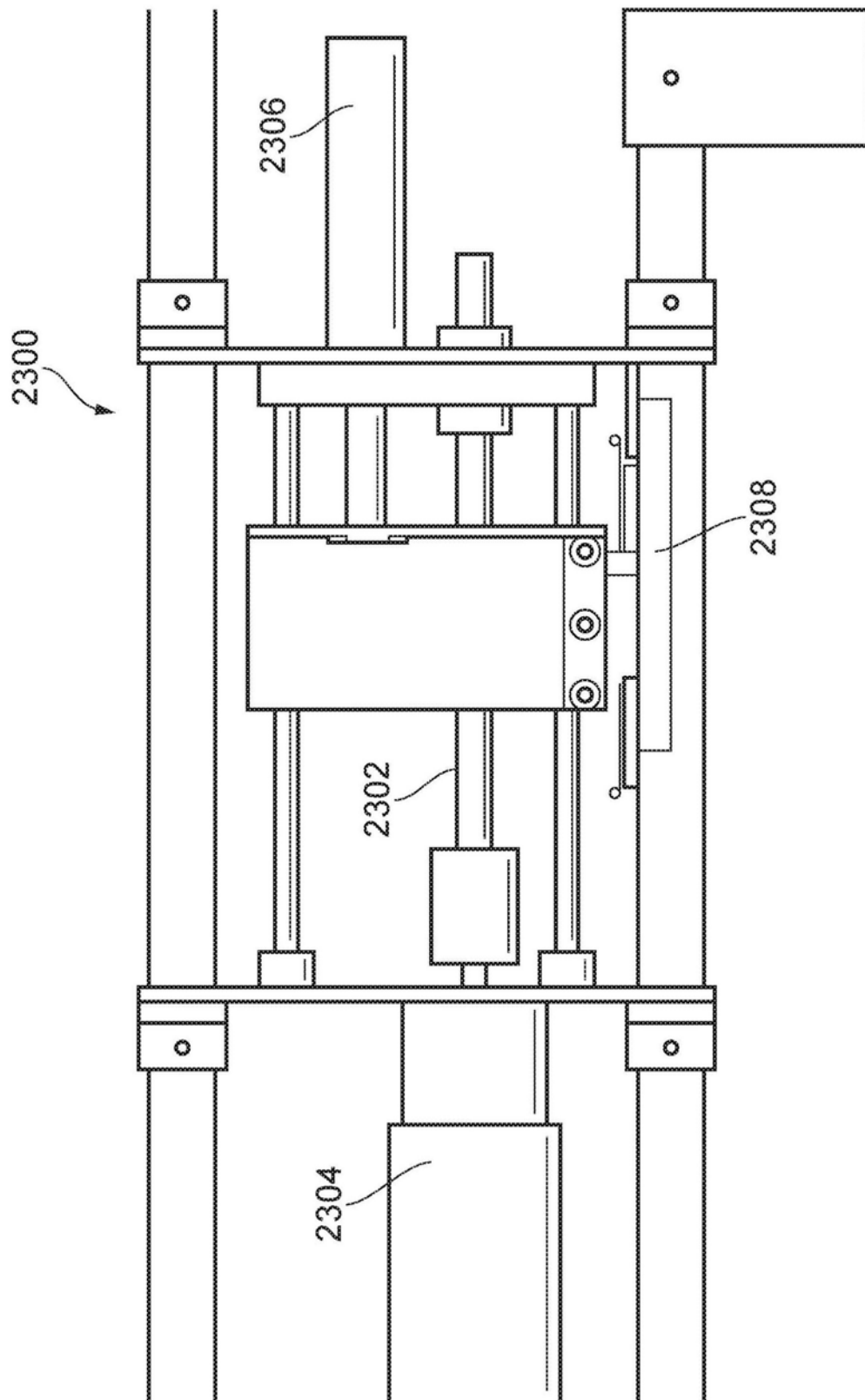


图23

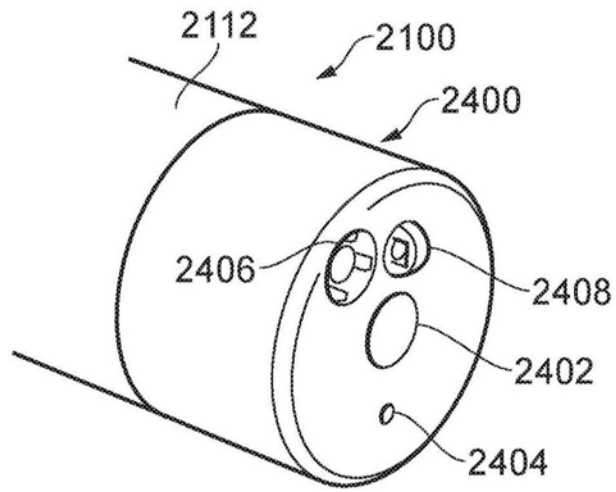


图24a

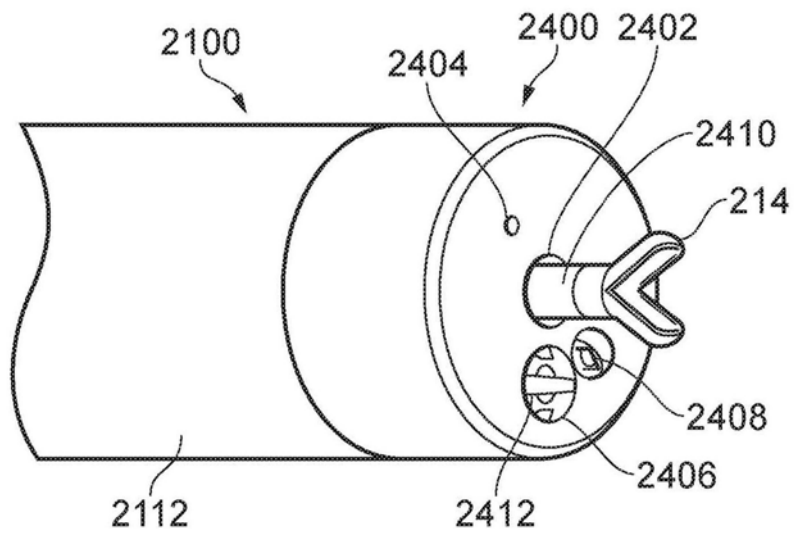


图24b

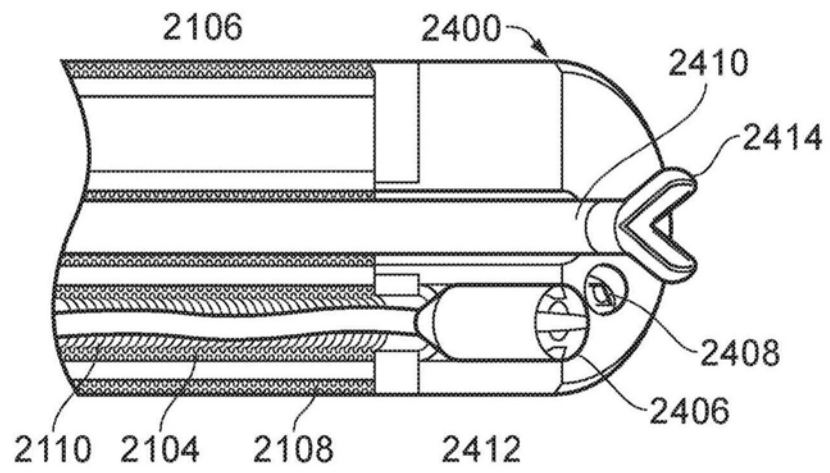


图24c

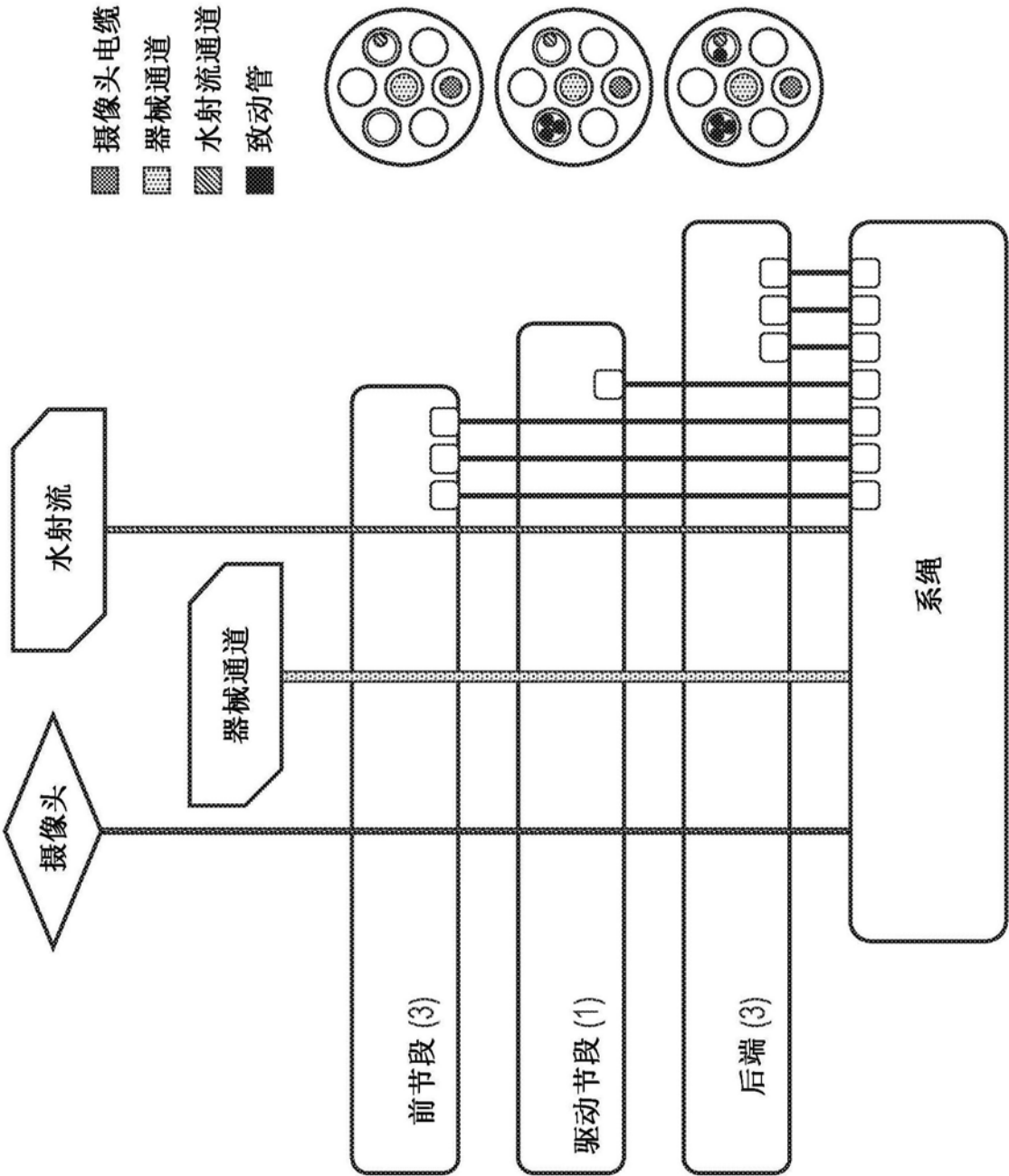


图25

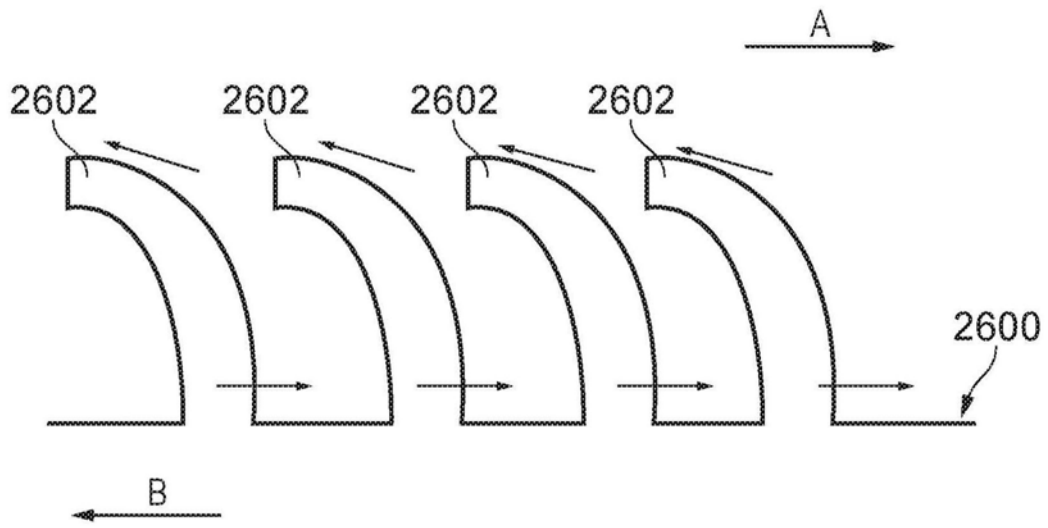


图26

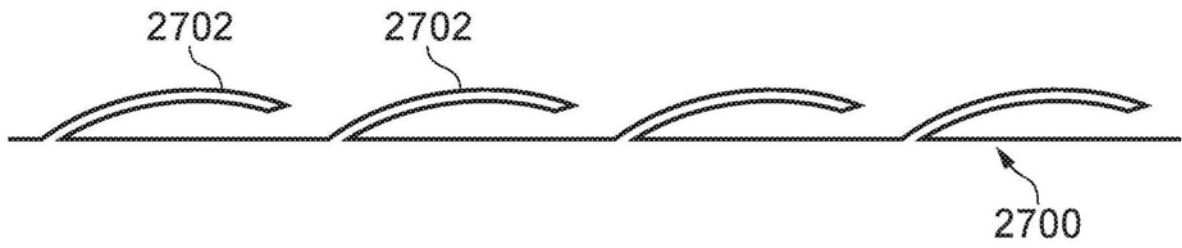


图27a

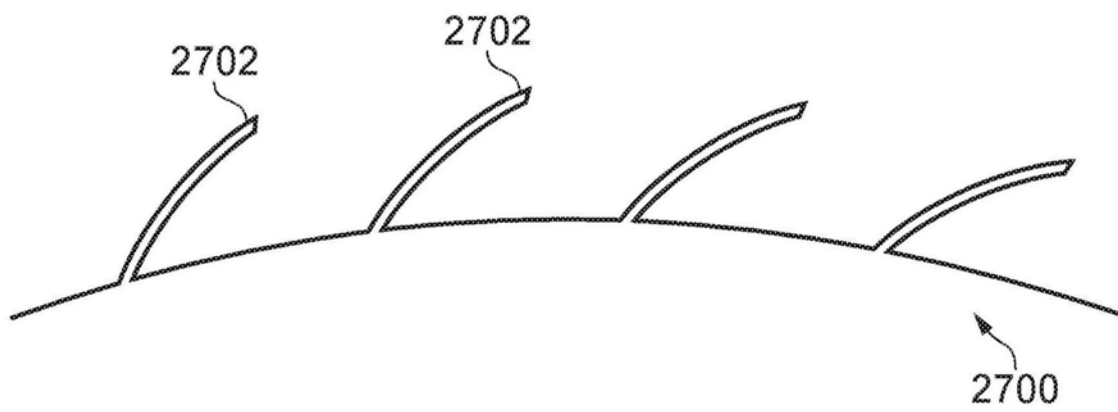


图27b

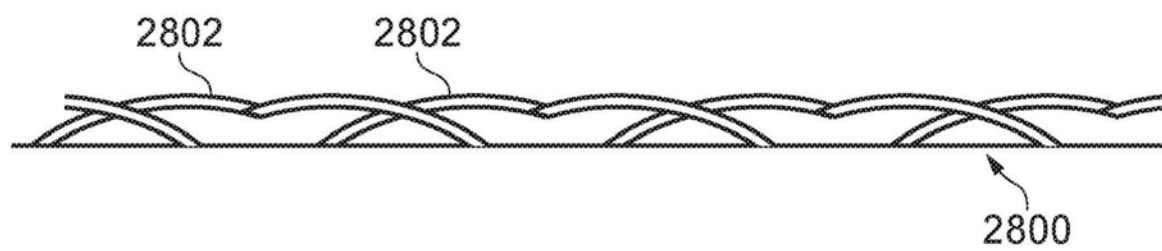


图28a

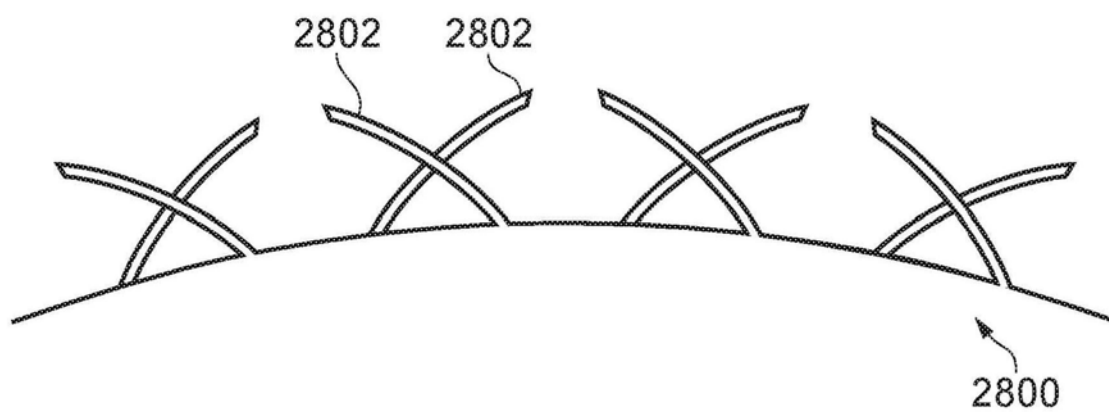


图28b

专利名称(译)	机器人装置		
公开(公告)号	CN110402096A	公开(公告)日	2019-11-01
申请号	CN201880013747.7	申请日	2018-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	伦敦国王学院		
[标]发明人	刘宏斌		
发明人	刘宏斌 J·E·贝恩斯 B·H·海耶		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/015 A61B1/005 A61M25/01 A61B17/00		
CPC分类号	A61B1/00156 A61B1/0051 A61B1/0055 A61B1/015 A61B10/04 A61B10/06 A61B34/32 A61B34/72 A61B2017/00327 A61B2017/00345 A61B2017/00535 A61B2017/00818 A61B2034/303 A61B2217/005 A61B2217/007 A61M25/0116 A61B34/30		
代理人(译)	王小东		
优先权	2017003056 2017-02-24 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种机动式机器人装置(1)，该机器人装置能够向前和向后驱动自身，从而位于管状结构(200)(例如，人的结肠或包括两个相对壁(202、204)的任何结构)内时锚固和操纵自身。在这方面，该装置由覆盖在弹性材料中并由内部致动机构驱动的两个节段或三个节段(102，104，106)制成。所有这些节段(102，104，106)都具有使得能够进行缩短和伸长运动的六角手风琴构造。除长度收缩和伸展之外，端部节段(102，106)中的至少一者能够以一定角度背离纵向轴线弯曲，使得它变成楔入在或卡在管状结构(200)的壁(202，204)之间。也就是说，端部节段(102，106)既能够进行弯曲动作又能够进行收缩和伸展动作。该装置(1)通过以下方式进行移动：交替地将节段(102，104，106)卡在管状结构(200)的壁(202，204)之间，然后收缩或伸展这些节段(102，104，106)，以通过更有效的机动动作使装置(1)向前缓慢移动。如此，本发明提供了一种简化的设计，该设计对于恶劣或不洁的环境来说更加稳健，同时仍然保持该装置所需的性能水平。

