



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110582221 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201880029432.1

(22)申请日 2018.05.15

(30)优先权数据

10-2017-0060691 2017.05.16 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.11.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2018/005534 2018.05.15

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/212546 KO 2018.11.22

(71)申请人 朴然瑚

地址 韩国首尔市

(72)发明人 朴然瑚

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 全振永 李盛泉

(51)Int.Cl.

A61B 1/005(2006.01)

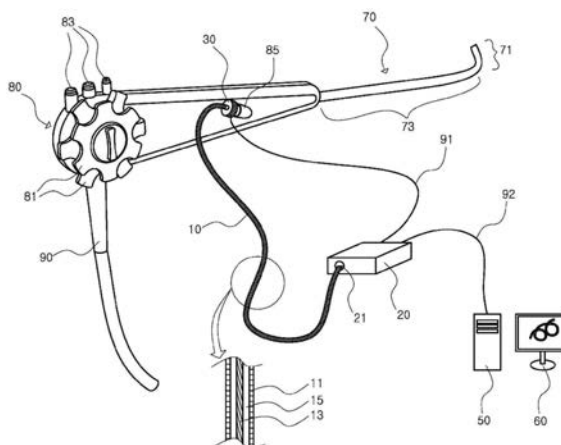
权利要求书3页 说明书16页 附图10页

(54)发明名称

挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统

(57)摘要

本发明公开一种挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统。所述挠性部形态推断装置，包括：探头，形成有将作用于一端的扭矩向另一端传送的扭矩传送线，并向挠性部插入；及旋转信息测定部，结合于所述探头的另一端，测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。



1. 一种挠性部形态推断装置,其特征在于,包括:
探头,形成有将作用于一端的扭矩向另一端传送的扭矩传送线,并向挠性部插入;及
旋转信息测定部,结合于所述探头的另一端,测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。
2. 根据权利要求1所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述探头还包括:
软管外皮部,由软管形态形成,在内部形成有线路通道,
所述扭矩传送线插入至所述软管外皮部内部而配置在所述线路通道,并且,所述扭矩传送线的一个区域结合固定在所述软管外皮部内侧面。
3. 根据权利要求2所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述扭矩传送线向所述软管外皮部的前端插入,而在所述软管外皮部的前端周边与所述软管外皮部结合固定。
4. 根据权利要求2所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
为了减少所述软管外皮部的内侧面与所述扭矩传送线之间的摩擦力,在所述线路通道容纳有润滑剂。
5. 根据权利要求1所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述旋转信息测定部包括测定所述扭矩传送线的另一端的扭矩的扭矩传感器及测定所述扭矩传送线的另一端的旋转角的旋转角传感器中的至少一个。
6. 根据权利要求1所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述探头还包括:
与所述扭矩传送线的另一端结合的金属棒,
并且,所述旋转信息测定部测定所述金属棒的旋转角及扭矩中的至少一个,而测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。
7. 根据权利要求1所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述挠性部形态推断装置还包括:
控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息,而推断插入所述探头的挠性部的形状;及
显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。
8. 根据权利要求1所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述挠性部形态推断装置还包括:
探头插入长度测定部,配置在内视镜治疗设备插入部周边,用于测定所述探头通过所述内视镜治疗设备插入部插入至所述挠性部的长度即探头插入长度。
9. 根据权利要求8所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述挠性部形态推断装置还包括:
控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述探头插入长度测定部输入的探头插入长度,而推断插入所述探头的挠性部的形状;及
显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。
10. 根据权利要求1所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,
所述挠性部形态推断装置还包括:

探头插入长度输入部,接收由用户输入的所述探头通过内视镜治疗设备插入部插入至所述挠性部的长度即探头插入长度。

11. 根据权利要求10所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,

所述探头插入长度输入部由脚踏板形态形成,所述用户利用脚蹬所述脚踏板的次数及间隔中的至少一个,输入所述探头插入长度。

12. 根据权利要求10所述的挠性部形态推断装置,其特征在于,

所述挠性部形态推断装置还包括:

控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述探头插入长度输入部输入的探头插入长度,而推断插入所述探头的挠性部的形状;及
显示部,接收从所述控制部输入的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

13. 一种形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,包括:

挠性部,可借助于外力弯曲,在内部形成有线路通道;

扭矩传送线,向所述挠性部内部插入,配置在所述线路通道,将作用于一端的扭矩向另一端传送;及

旋转信息测定部,结合于所述扭矩传送线的另一端,用于测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。

14. 根据权利要求13所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,所述扭矩传送线的一个区域结合固定在所述挠性部内侧面。

15. 根据权利要求14所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,

所述扭矩传送线向所述挠性部的前端插入,在所述挠性部的前端周边与所述挠性部结合固定。

16. 根据权利要求14所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,

为了减少所述挠性部的内侧面与所述扭矩传送线之间的摩擦力,在所述线路通道容纳有润滑剂。

17. 根据权利要求13所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,

所述旋转信息测定部包括用于测定所述扭矩传送线的另一端的扭矩的扭矩传感器及用于测定所述扭矩传送线的另一端的旋转角的旋转角传感器中的至少一个。

18. 根据权利要求13所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,还包括:

金属棒,与所述扭矩传送线的另一端结合,

并且,所述旋转信息测定部测定所述金属棒的旋转角及扭矩中的至少一个,由此测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。

19. 根据权利要求13所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,所述内视镜系统还包括:

控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息,由此推断所述挠性部的形状;及

显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

20. 根据权利要求13所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,

所述内视镜系统还包括:

内视镜插入长度测定部,用于测定包括所述挠性部的内视镜插入部向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。

21. 根据权利要求20所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,所述内视镜系统还包括:

控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述内视镜插入长度测定部输入的内视镜插入长度,由此推断所述挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

22. 根据权利要求13所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,所述内视镜系统还包括:

内视镜插入长度输入部,接收由用户输入的包括所述挠性部道德内视镜插入部向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。

23. 根据权利要求22所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,所述内视镜插入长度输入部由脚踏板形态形成,所述用户利用脚蹬所述脚踏板的次数及间隔中的至少一个,输入所述内视镜插入长度。

24. 根据权利要求22所述的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,其特征在于,所述内视镜系统还包括:

控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述内视镜插入长度输入部输入的内视镜插入长度,由此推断所述挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部输入的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统,尤其,涉及一种能够推断如内视镜等由线形构成的挠性部在被检体的内部前进时发生的挠性部的形状变化的挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统。

背景技术

[0002] 一般而言,如内视镜等由线形构成的挠性部(flexible portion)向前前进时,挠性部的前进方向发生阻力,而时常发生挠性部被弯曲或扭曲的现象。例如,为了诊断人体内部脏器的疾病,进行结肠镜(colonoscopy)检查时,大肠并非固定在腹腔内(abdominal cavity)的特定部位,而是在腹腔内自由地移动,并且,其长度也较长,因此,结肠镜通过大肠的内腔进入时,即使目视内视镜的前端进行检查,也可能因大肠及周边组织的阻力,而发生结肠镜弯曲、扭曲的现象。

[0003] 如上述地结肠镜弯曲、扭曲的状态下,无法将内视镜继续向前移动,因此,结肠镜要始终维持未弯曲或扭曲的状态。结肠镜手术医生需知道结肠镜形成的变形状态,才能够使得内视镜维持未弯曲或扭曲的状态。即,结肠镜手术人员要知道内视镜为向顺时针方向扭曲还是向反时针方向扭曲、是否在多处扭曲等信息,才能够顺利完成笔直地操作内视镜。

[0004] 以往为了知晓内视镜等挠性部的形状变化,主要使用了利用放射线(radiation)的X线透视检查(fluoroscopy)或放射线照相术(radiography)等方法。

[0005] 但,上述以往的方法使得接受结肠镜手术的患者或手术者都反复地裸露在大量的辐射(radiation)之中,并且,设备费用也不低。

[0006] 因此,现实中只有少数在使用上述的设备,只能凭借于手术者的丰富经验和反复的操作错误而克服上述的问题。

发明内容

[0007] 技术问题

[0008] 为了解决如上述的问题,本发明目的为提供一种能够推断如内视镜等由线形构成的挠性部在被检体的内部前进时发生的挠性部的形状变化的挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统。

[0009] 技术手段

[0010] 为了实现上述目的,根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置,包括:探头,形成有将作用于一端的扭矩向另一端传送的扭矩传送线,并向挠性部插入;及旋转信息测定部,结合于所述探头的另一端,测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。

[0011] 优选地,所述探头还包括:软管外皮部,由软管形态形成,在内部形成有线路通道,所述扭矩传送线插入至所述软管外皮部内部而配置在所述线路通道,并且,所述扭矩传送线的一个区域结合固定在所述软管外皮部内侧面。

[0012] 并且,优选地,所述扭矩传送线向所述软管外皮部的前端插入,而在所述软管外皮

部的前端周边与所述软管外皮部结合固定。

[0013] 并且,优选地,为了减少所述软管外皮部的内侧面与所述扭矩传送线之间的摩擦力,在所述线路通道容纳有润滑剂。

[0014] 并且,优选地,所述旋转信息测定部包括测定所述扭矩传送线的另一端的扭矩的扭矩传感器及测定所述扭矩传送线的另一端的旋转角的旋转角传感器中的至少一个。

[0015] 并且,优选地,所述探头还包括:与所述扭矩传送线的另一端结合的金属棒,并且,所述旋转信息测定部测定所述金属棒的旋转角及扭矩中的至少一个,而测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。

[0016] 并且,优选地,所述挠性部形态推断装置还包括:控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息,而推断插入所述探头的挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

[0017] 并且,优选地,所述挠性部形态推断装置还包括:探头插入长度测定部,配置在内视镜治疗设备插入部周边,用于测定所述探头通过所述内视镜治疗设备插入部插入至所述挠性部的长度即探头插入长度。

[0018] 并且,优选地,所述挠性部形态推断装置还包括:控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述探头插入长度测定部输入的探头插入长度,而推断插入所述探头的挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

[0019] 并且,优选地,所述挠性部形态推断装置还包括:探头插入长度输入部,接收由用户输入的所述探头通过内视镜治疗设备插入部插入至所述挠性部的长度即探头插入长度。

[0020] 并且,优选地,所述探头插入长度输入部由脚踏板形态形成,所述用户利用脚踏所述脚踏板的次数及间隔中的至少一个,输入所述探头插入长度。

[0021] 并且,优选地,所述挠性部形态推断装置还包括:控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述探头插入长度输入部输入的探头插入长度,而推断插入所述探头的挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部输入的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

[0022] 为了实现上述目的,根据本发明的一实施例的形成有挠性部形态推断装置的内视镜系统,包括:挠性部,借助于外力可弯曲,在内部形成有线路通道;扭矩传送线,向所述挠性部内部插入,配置在所述线路通道,将作用于一端的扭矩向另一端传送;及旋转信息测定部,结合于所述扭矩传送线的另一端,用于测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。

[0023] 优选地,所述扭矩传送线的一个区域结合固定在所述挠性部内侧面。

[0024] 并且,优选地,所述扭矩传送线向所述挠性部的前端插入,在所述挠性部的前端周边与所述挠性部结合固定。

[0025] 并且,优选地,为了减少所述挠性部的内侧面与所述扭矩传送线之间的摩擦力,在所述线路通道容纳有润滑剂。

[0026] 并且,优选地,所述旋转信息测定部包括用于测定所述扭矩传送线的另一端的扭矩的扭矩传感器及用于测定所述扭矩传送线的另一端的旋转角的旋转角传感器中的至少一个。

[0027] 并且,优选地,还包括:金属棒,与所述扭矩传送线的另一端结合,并且,所述旋转

信息测定部测定所述金属棒的旋转角及扭矩中的至少一个,由此测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。

[0028] 并且,优选地,所述内视镜系统还包括:控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息,由此推断所述挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

[0029] 并且,优选地,所述内视镜系统还包括:内视镜插入长度测定部,用于测定包括所述挠性部的内视镜插入部向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。

[0030] 并且,优选地,所述内视镜系统还包括:控制部,分析从所述信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述内视镜插入长度测定部输入的内视镜插入长度,由此推断所述挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部传送的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

[0031] 并且,优选地,所述内视镜系统还包括:内视镜插入长度输入部,接收由用户输入的包括所述挠性部内视镜插入部向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。

[0032] 并且,优选地,所述内视镜插入长度输入部由脚踏板形态形成,所述用户利用脚踏所述脚踏板的次数及间隔中的至少一个,输入所述内视镜插入长度。

[0033] 并且,优选地,所述内视镜系统还包括:控制部,分析从所述旋转信息测定部输入的所述扭矩传送线的另一端的旋转信息及从所述内视镜插入长度输入部输入的内视镜插入长度,由此推断所述挠性部的形状;及显示部,接收从所述控制部输入的关于所述挠性部的形状的推断信息,并向用户显示。

[0034] 有益效果

[0035] 如上述的根据本发明的挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统,具有如下效果:无需使用放射线也能够推断如内视镜等由线形构成的挠性部在被检体的内部前进时发生的挠性部的形状变化。

附图说明

[0036] 图1为适用根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜装置的附图;

[0037] 图2为表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的框图;

[0038] 图3为根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的使用状态图;

[0039] 图4为表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的探头的截面图;

[0040] 图5为表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的探头向挠性部插入的状态的截面图;

[0041] 图6为表示插入根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的探头的挠性部弯曲的状态的截面图;

[0042] 图7为表示根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置的框图;

[0043] 图8为根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置的使用状态图;

[0044] 图9为表示具备根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的框图;

[0045] 图10为表示具备根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的附图;

[0046] 图11为表示具备根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的挠性部的截面图；

[0047] 图12为表示具备根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的挠性部弯曲的状态的附图；

[0048] 图13至图15为说明根据本发明的一实施例的挠性部的形状变化推断原理的附图。

具体实施方式

[0049] 以下,参照附图说明根据本发明的实施例。向各个附图的构成要素赋予参照符号时,对于相同的构成要素,即使在不同的附图上表示,也尽可能对其赋予相同的符号。并且,在说明本发明的实施例时,判断对于有关的公知构成或功能的详细说明妨碍对于本发明的实施例的理解时,省却对其的详细说明。并且,以下对本发明的实施例进行说明,但,本发明的技术思想并非限于于此,本发明的技术领域的技术人员可变形实施。

[0050] 在整篇说明书中,某一个部分与另一个部分“连接”时,不仅包括“直接地连接”的情况,还包括在中间隔着其他元件“间接地连接”的情况。在整篇说明中,只要没有特别相反的记载,某一个部分“包括”某一个构成要素时,并不排除其他构成要素,还可包括其他构成要素。

[0051] 图1为表示适用根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜装置的附图。参照图1,所述内视镜装置包括:内视镜插入部70、内视镜操作部80及通用线90。

[0052] 内视镜插入部70可与内视镜操作部80的一个区域结合,并向被检体内插入。内视镜插入部70包括可自由弯曲的弯曲部(71, bendable part)及可借助于外力而容易弯曲并恢复原形的、具有可挠性(flexibility)的挠性部73。虽未在图1中图示,在弯曲部71的一端可配置观察窗或照明窗、治疗处插入通道开口部、送气送水喷嘴等。

[0053] 内视镜操作部80形成于内视镜插入部70与通用线90之间。手术者可抓住内视镜操作部80操作内视镜装置。内视镜操作部80包括弯曲操作杆81及操作开关部83,并且,在侧面还可包括内视镜治疗设备插入部85。

[0054] 弯曲操作杆81可用于控制在内视镜插入部70形成的弯曲部71的弯曲动作。手术者通过操作弯曲操作杆81而执行使得弯曲部71向特定方向弯曲或展开等动作。操作开关部83可包括多个开关。各个开关为用于控制内视镜图像的停止及释放或通过内视镜插入部70执行送气、送水及吸入(suction)等动作的开关。手术者可通过操作开关部83向手术患者的体内注入或吸入空气或水,并且,停止或播放内视镜图像。

[0055] 如图1所示,内视镜治疗设备插入部85可形成于内视镜操作部80的一个区域。内视镜治疗设备插入部85形成通孔而能够使得钳子等内视镜治疗设备插入,并且,与形成于内视镜插入部70的内部的内视镜治疗设备通道(图5的74)连通。

[0056] 通用线90与内视镜操作部80的一个区域结合,并且,在内部可包括用于内视镜的镜头或光源装置的传输电线、送气管、送水管、吸入管等。所述传输线、送气管、送水管及吸入管等可通过内视镜操作部80的内部而延伸至内视镜插入部70。在内视镜插入部70的内部可形成有使得传输电线、送气管、送水管及吸入管等通过的通道(channel)。虽未在图1中图示,通用线90的另一端可连接于监测所述内视镜装置的电磁状况的内视镜监测装置(图10的55)等。

[0057] 在图1中图示的内视镜装置为示例性的,适用根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜装置可进行各种变更。

[0058] 图2为表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的框图。参照图2,根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置100包括:探头10及旋转信息测定部20。根据实施例,所述挠性部形态推断装置100还可包括:探头插入长度测定部30、控制部50及显示部60。

[0059] 探头10插入至在图1中图示的内视镜装置的挠性部73。探头10可形成有将作用于一端的扭矩传送到另一端的扭矩传送线(图3的13,torque transmission wire)。扭矩传送线13可由刚性的不锈钢材质等制造,并且,可将作用于一端的扭矩向另一端几乎相同地以1:1的比率传送。扭矩传送线13即使在弯曲的状态下也能够显示接近1:1的扭矩传送比率结果。作为一例,市场中上市的ASAHIINTECC社的扭矩传送线。

[0060] 所述探头10形成软管形态,并且,在内部还可形成有包括线路通道(图3的15)的软管外皮部(图3的11)。所述扭矩传送线13可配置在软管外皮部11内部的线路通道15。关于探头10的详细形态,将参照图3至图6进行详细说明,在此则省略对其的详细说明。

[0061] 旋转信息测定部20结合于探头10的另一端,用于测定所述扭矩传送线13的另一端的旋转信息。在软管外皮部11内部的线路通道15配置的扭矩传送线13的另一端与旋转信息测定部20连接。作为一例,所述扭矩传送线13的另一端的旋转信息包括扭矩传送线13另一端的扭矩或旋转角等可知晓扭矩传送线13的另一端的旋转程度的信息。

[0062] 所述旋转信息测定部20包括测定扭矩传送线13的另一端的扭矩的扭矩传感器(未图示)及测定扭矩传送线13的另一端的旋转角的旋转角传感器(未图示)中的至少一个。所述扭矩传感器为利用表面波长的SAW(Surface Acoustic Wave)技术、测定通过旋转发生的磁场变化的EMD(Embedded Magnetic Domain)技术、利用激光二极管及光导二极管的光传感器技术等扭矩测定技术而测定扭矩的传感器。所述旋转角传感器可通过利用霍尔传感器和磁铁的非接触式方式等测定旋转角。除此之外,所述扭矩传感器及旋转角传感器可变更为能够测定扭矩传送线13的扭矩及旋转角等的各种传感器。

[0063] 探头插入长度测定部30可配置在内视镜治疗设备插入部85的周边。探头插入长度测定部30用于测定所述探头10通过内视镜治疗设备插入部85向挠性部73插入的长度即探头插入长度。要知道探头10向挠性部73插入的程度,控制部50才能够准确地推断挠性部73的目前形态。所述探头插入长度测定部30可通过旋转式辊子、激光、超声波等形成。作为一例,如果探头插入长度测定部30由旋转式辊子形成时,探头10通过内视镜治疗设备插入部85向挠性部73内部插入时,与探头10接触的旋转式辊子旋转,因此,可利用所述旋转式辊子的旋转次数和周围长度而测定探头10向挠性部73插入的程度。根据实施例,探头10在挠性部73的内部后退时,通过所述探头插入长度测定部30测定的探头插入长度减少。如果探头插入长度测定部30由旋转式辊子形成时,可通过旋转式辊子旋转的方向而增加或减少探头插入长度。

[0064] 控制部50通过分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从探头插入长度测定部30输入的探头插入长度,而推断插入所述探头10的挠性部73的形状。控制部50分析扭矩传送线13的另一端的扭矩及旋转角中的至少一个,而获取所述扭矩传送线13的另一端的旋转信息。

[0065] 根据实施例,控制部50还可通过分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的

另一端的旋转信息,而推断插入所述探头10的挠性部73的形状。作为一例,可省却探头插入长度测定部30,在未提供所述探头插入长度时,控制部50可将扭矩传送线13的另一端的旋转信息按时间顺次地显示在显示部60。

[0066] 显示部60接收从控制部50传送的关于所述挠性部73的推断的形状的信息,并向用户显示。作为一例,所述显示部60以二维或三维形象显示挠性部73的推断的形状。根据实施例,显示部60可显示将探头插入长度以X轴对应、扭矩传送线13的另一端的旋转角以Y轴对应的图表,并且,也可只提供关于扭矩传送线13的另一端的扭矩或旋转角的信息。

[0067] 图3为根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的使用状态图。参照图2上述的挠性部形态推断装置100可形成如图3所示。参照图3,根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置100,包括:探头10、旋转信息测定部20、探头插入长度测定部30、控制部50及显示部60。

[0068] 探头10由软管形态的管状体形成,并插入至内视镜治疗设备插入部85。探头10与旋转信息测定部20连接。探头10包括:软管外皮部11、扭矩传送线13及线路通道15。软管外皮部11由软管形态形成,在内部形成有线路通道15。

[0069] 扭矩传送线13向软管外皮部11的内部插入,配置在线路通道15。扭矩传送线13的一个区域与软管外皮部11的内侧面结合固定。扭矩传送线13在软管外皮部11内部的特定位置固定在软管外皮部11。作为一例,扭矩传送线13向软管外皮部11的前端插入,在软管外皮部11的前端周边与软管外皮部11结合固定。由此,探头10通过内视镜治疗设备插入部85向内视镜插入部70内部插入而向弯曲部71前进时,根据内视镜插入部70弯曲或扭曲的形态探头10旋转时发生的扭矩通过扭矩传送线13传送至旋转信息测定部20。根据实施例,所述探头10也可未形成有软管外皮部11而只由扭矩传送线13形成。

[0070] 旋转信息测定部20与探头10的另一端结合,测定所述扭矩传送线13的另一端的旋转信息。所述探头10通过探头结合部21与旋转信息测定部20相互连接。作为一例,形成于探头10的扭矩传送线13的另一端通过探头结合部21配置在旋转信息测定部20的内部。所述扭矩传送线13的另一端配置在与形成于旋转信息测定部20的扭矩传感器或旋转角传感器邻接的位置。

[0071] 旋转信息测定部20用于测定通过扭矩传送线13发生的扭矩,或因所述扭矩发生的扭矩传送线13的旋转角。所述旋转信息测定部20与探头插入长度测定部30可通过通信线91相互连接而交换数据。所述旋转信息测定部20与控制部50通过通信线92相互连接而交换数据。

[0072] 探头插入长度测定部30安装在内视镜治疗设备插入部85。探头插入长度测定部30测定所述探头10通过内视镜治疗设备插入部85而向挠性部73内部插入的长度即探头插入长度。所述探头插入长度为探头10通过内视镜治疗设备插入部85后向弯曲部71前进的距离。如图3所示,探头插入长度测定部30形成有使得探头10通过的通孔,在所述通孔周边形成有旋转式辊子等,而测定所述探头插入长度。探头10可通过内视镜治疗设备插入部85向形成于内视镜插入部70的内部的内视镜治疗设备通道(图5的74)插入。

[0073] 控制部50分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从探头插入长度测定部30输入的探头插入长度,而推断被插入所述探头10的挠性部73的形状。控制部50分析扭矩传送线13的另一端的扭矩及旋转角中的至少一个,获取所述扭矩传

送线13的另一端的旋转信息。

[0074] 控制部50将探头10向挠性部73的内部插入的期间测定的扭矩传送线13的另一端的旋转信息分别与从探头插入长度测定部30输入的探头插入长度进行对应。由此,所述控制部50能够提取与所述探头10的各个位置对应的旋转信息,并根据其推断探头10的整体形状。所述探头10是贯通挠性部73的内部而前进,因此,可将所述探头10的形状推断为所述挠性部73的形状。如图3所示,控制部50可形成为以内视镜形状显示装置体现的PC终端的主体体现,包括可进行数据输出及数据处理的中央处理装置(CPU)等。

[0075] 显示部60接收从控制部50传送的关于所述挠性部73的推断的的形状的信息,并将所述挠性部73的推断的形状向用户显示。显示部60根据从控制部50输入的显示信号而显示画面向用户提供。显示部60可由通过内视镜形状显示装置形成的与PC终端连接的显示器形成。显示部60可形成于控制部50的外面,或与外部装置连接,如本技术领域的普通技术人员公知,由液晶显示装置(LCD)、发光二极管(LED)、有机发光二极管(OLED)等各种形态的显示装置形成。

[0076] 在图3中表示的根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置100,内视镜插入部70向被检体内插入前进时,如果挠性部73的前进方向发生阻力时,挠性部73的长轴如同弹簧圈一样发生弯曲。由此发生的弹性能源的一部分以挠性部73的长轴为中心发生扭矩,并借助于该扭矩使得所述挠性部73以长轴为中心旋转。

[0077] 然后,探头10通过挠性部73内部的内视镜治疗设备通道74进入时,探头10也随着挠性部73的扭曲的形状发生旋转,因此,在扭矩传送线13的前端发生扭矩。在扭矩传送线13的前端发生的扭矩向旋转信息测定部20传送。探头10通过内视镜治疗设备插入部85向挠性部73的内部前进时,与所述探头10连接的探头插入长度测定部30测定探头10在挠性部73的内部前进的距离。

[0078] 因所述扭矩传送线13的旋转发生的扭矩传送线13的旋转信息和所述探头10在挠性部73的内部向前端前进的距离,与挠性部73的形状变化形成连贯的关系。即,探头10在挠性部73内部前进的每个单位距离的从扭矩传送线13传送的扭矩的变化或因探头10在挠性部73内部前进的每个单位距离的扭矩传送线13的旋转发生的旋转角的变化越大,所述挠性部73的扭曲的程度也越增加。由此,控制部50能够推断因挠性部73的弯曲或扭曲发生的形状变化。

[0079] 并且,在图3显示了旋转信息测定部20、控制部50及显示部60相互物理性地分离的形态,但其只是示例性的,旋转信息测定部20、控制部50及显示部60等可由一个主体整体地形成。并且,所述通信线91,92也可进行变更或省却,并且,根据实施例,旋转信息测定部20、探头插入长度测定部30及控制部50等可通过无线通信方式相互交换数据。

[0080] 并且,根据实施例,所述探头10还可包括与扭矩传送线13的另一端结合的金属棒(未图示)。所述金属棒与旋转信息测定部20连接,旋转信息测定部20测定金属棒的旋转角及扭矩中的至少一个,而测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息。如果难以直接测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息,则测定与扭矩传送线13的另一端结合的金属棒的旋转信息,而间接地测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息。

[0081] 图4为表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的探头的截面图。图4表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置100的探头10的前端部周边。

[0082] 参照图4,根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置100的探头10,包括:软管外皮部11、扭矩传送线13、线路通道15及线固定部17。如上述地,探头10通过内视镜治疗设备插入部85而插入贯通内视镜插入部70的内视镜治疗设备通道74。

[0083] 软管外皮部11形成软管形态的管状体(tubular body),在内部形成有线路通道15。作为一例,所述线路通道15形成中空。

[0084] 扭矩传送线13向所述软管外皮部11内部插入,配置在所述线路通道15。扭矩传送线13的一个区域结合固定在所述软管外皮部11的内侧面。扭矩传送线13向软管外皮部11的前端插入,在软管外皮部11的前端周边与软管外皮部11结合固定。

[0085] 如图4所示,在软管外皮部11的前端内侧可形成有线固定部17,并且,扭矩传送线13通过所述线固定部17被固定在软管外皮部11的前端。线固定部17可由使得扭矩传送线13与软管外皮部11相互固定结合的各种结合部件形成。

[0086] 根据实施例,为了减少软管外皮部11的内侧面与扭矩传送线13之间的摩擦力,在线路通道15容纳有润滑剂。借助于所述润滑剂能够防止扭矩传送线13与软管外皮部11的内侧面接触,或减少软管外皮部11的内侧面与扭矩传送线13之间的摩擦力,因此,能够防止在扭矩传送线13的一端发生的扭矩在中间发生损失,而准确地传送至扭矩传送线13的另一端。

[0087] 并且,根据实施例,为了减少软管外皮部11的内侧面与扭矩传送线13之间的摩擦力,可在所述扭矩传送线13的表面涂覆摩擦力减少材质。作为一例,所述摩擦力减少材质可为聚四氟乙烯(polytetrafluoroethylene;PTFE),并且,也可变更为除此之外的各种材质。

[0088] 图5为表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的探头向挠性部插入的状态的截面图。

[0089] 参照图5,在内视镜插入部70形成的挠性部73的内部形成有内视镜治疗设备通道74。如图5所示,内视镜治疗设备通道74在前端与外部连通。虽未在图5表示,如图3所示,在挠性部73的一端可形成有弯曲部71。

[0090] 探头10插入至所述内视镜治疗设备通道74。如在上面参照图4进行说明,探头10包括:软管外皮部11、扭矩传送线13、线路通道15及线固定部17。

[0091] 图6为表示插入根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的探头的挠性部被弯曲的状态的截面图。图6表示通过弯曲的挠性部73内部插入探头10的状态。

[0092] 探头10通过挠性部73内部的内视镜治疗设备通道74而弯曲或扭曲时,从线固定部17周边的探头10前端发生的旋转力通过扭矩传送线13传送至旋转信息测定部20。

[0093] 控制部50分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从探头插入长度测定部30输入的探头插入长度,推断插入所述探头10的挠性部73的形状。显示部60接收从控制部50传送的关于所述挠性部73的推断的的形状的信息,并向用户显示推断的所述挠性部73的形状。

[0094] 图7为表示根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置的框图。参照图7,根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置200包括探头10及旋转信息测定部20。根据实施例,所述挠性部形态推断装置200还可包括探头插入长度输入部40、控制部50及显示部60。

[0095] 图7中图示的根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置200类似于上面参

照图2说明的根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置100,但在如下方面存在差异:代替探头插入长度测定部30而形成有探头插入长度输入部40。

[0096] 探头10可插入至图1中图示的内视镜装置的挠性部73。探头10形成有将作用于一端的扭矩向另一端传送的扭矩传送线13。旋转信息测定部20与探头10的另一端结合,测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息。配置在软管外皮部11内部的线路通道15的扭矩传送线13的另一端与旋转信息测定部20连接。探头10及旋转信息测定部20已参照图2至图6进行了详细的说明,因此,省略对其的详细说明。

[0097] 探头插入长度输入部40接收用户输入的所述探头10通过内视镜治疗设备插入部85而插入挠性部73的长度即探头插入长度。用户在探头10通过内视镜治疗设备插入部85向挠性部73内部插入时,观测探头10插入的长度,利用探头插入长度输入部40而输入所述探头插入长度。作为一例,所述探头插入长度输入部40形成脚踏板形态,利用用户脚蹬脚踏板的次数和间隔中的至少一个,输入所述探头插入长度。例如,用户每当探头10向挠性部73内部插入既定长度例如:10cm时,脚蹬由所述脚踏板形态形成的探头插入长度输入部40。用户通过探头插入长度输入部40输入的信号向控制部50传送。

[0098] 根据实施例,在探头10的外侧面以既定长度间隔显示探头长度标记,用户参照所述探头长度标记而判断探头10向挠性部73内部插入的长度,操作探头插入长度输入部40。根据实施例,所述探头插入长度输入部40除了脚踏板形态之外,还可形成拨动开关形态、直接用数字输入探头插入长度的键盘等可输入探头插入长度的各种输入部件。根据实施例,探头10在挠性部73的内部后退时,用户通过探头插入长度输入部40输入非前进信号的后退信号,从而,所述探头插入长度减少。

[0099] 控制部50分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从探头插入长度输入部40输入的探头插入长度,推断插入所述探头10的挠性部73的形状。控制部50通过从探头插入长度输入部40输入的信号知晓输入相应信号的时点的探头插入长度,并且,对应与相应探头插入长度对应的扭矩传送线13的另一端的旋转信息,而推断所述探头10的形状及插入所述探头10的挠性部73的形状。分析从探头插入长度输入部40顺次地输入的信号,并将相应探头插入长度对应于与其对应的扭矩传送线13的另一端的旋转信息,可推断插入探头10的挠性部73的整体形状。根据实施例,控制部50也可通过分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息,而推断插入所述探头10的挠性部73的形状。此时,可省却所述探头插入长度输入部40。

[0100] 显示部60接收从控制部50传送的关于所述挠性部73的推断的的形状的信息,并向用户显示。

[0101] 根据实施例,根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置200可同时形成有探头插入长度测定部30及探头插入长度输入部40,用户可选择使用探头插入长度测定部30及探头插入长度输入部40中的某一个。

[0102] 图8为根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置的使用状态图。上面参照图7说明的挠性部形态推断装置200如同图8所示形成。参照图8,根据本发明的另一实施例的挠性部形态推断装置200,包括:探头10、旋转信息测定部20、探头插入长度输入部40、控制部50及显示部60。

[0103] 探头10由软管形态的管状体形成,插入至内视镜治疗设备插入部85。探头10可与

旋转信息测定部20连接。探头10包括：软管外皮部11、扭矩传送线13及线路通道15。软管外皮部11由软管形态形成，在内部形成有线路通道15。扭矩传送线13配置在软管外皮部11内部的线路通道15。所述探头10的详细的特征及所述探头10向挠性部73插入的形态等类似于上面参照图3至图6进行的说明，因此，省略详细的说明。

[0104] 旋转信息测定部20与探头10的另一端结合，测定所述扭矩传送线13的另一端的旋转信息。所述探头10与旋转信息测定部20通过探头结合部21相互连接。作为一例，形成于探头10的扭矩传送线13的另一端通过探头结合部21而配置在旋转信息测定部20的内部。所述扭矩传送线13的另一端配置在与形成于旋转信息测定部20的扭矩传感器或旋转角传感器邻接的位置。旋转信息测定部20测定通过扭矩传送线13发生的扭矩，或因所述扭矩发生的扭矩传送线13的旋转角。旋转信息测定部20与控制部50通过通信线92相互连接，并交换数据。

[0105] 探头插入长度输入部40接收用户输入的所述探头10通过内视镜治疗设备插入部85向挠性部73插入的长度即探头插入长度。如图8所示，所述探头插入长度输入部40由脚踏板形态形成，用户通过脚蹬脚踏板的次数及间隔中的至少一个，输入所述探头插入长度。用户通过探头插入长度输入部40输入的信号传送至控制部50。所述旋转信息测定部20与探头插入长度输入部40通过通信线91相互连接，并交换数据。作为一例，所述探头插入长度输入部40配置在旋转信息测定部20的周边。

[0106] 根据实施例，所述探头插入长度输入部40可形成非脚踏板形态的另外的拨动开关形态。用户可按压由拨动开关形成的探头插入长度输入部40而输入所述探头插入长度。例如，每当用户将探头10向挠性部73内部以既定长度（例：10cm）插入时，按压所述拨动开关。用户通过拨动开关输入的信号向控制部50传送。

[0107] 控制部50分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从探头插入长度输入部40输入的探头插入长度，而推断插入所述探头10的挠性部73的形状。控制部50分析扭矩传送线13的另一端的扭矩及旋转角中的至少一个，而获取所述扭矩传送线13的另一端的旋转信息。

[0108] 控制部50可通过从探头插入长度输入部40输入的信号知晓输入相应信号的时点的探头插入长度，并且，将与相应探头插入长度对应的扭矩传送线13的另一端的旋转信息进行对应，而推断所述探头10的形状及插入所述探头10的挠性部73的形状。分析从探头插入长度输入部40顺次地输入的信号，而将与相应探头插入长度对应的扭矩传送线13的另一端的旋转信息进行对应，即可推断插入探头10的挠性部73的整体形状。控制部50能够测定在从探头插入长度输入部40接收输入的信号各个时点，扭矩传送线13的扭矩或旋转角等如何发生变化。

[0109] 显示部60接收从控制部50传送的关于所述挠性部73的推断的形状的信息，并向用户显示推断的所述挠性部73的形状。显示部60根据从控制部50输入的显示信号显示画面并向用户提供。

[0110] 图9为表示包括根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的框图。参照图9，形成有根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统300，包括：扭矩传送线13、旋转信息测定部20，根据实施例，还可包括内视镜插入长度输入部45、控制部50及显示部60。上面参照图1至图8进行的说明，在不与所述内视镜系统300的特征矛盾

的前提下,也可适用于所述内视镜系统300。

[0111] 扭矩传送线13可插入至挠性部73内部。挠性部73可借助于外力而弯曲,在内部可包括线路通道75。扭矩传送线13配置在所述线路通道75,并将作用于一端的扭矩向另一端传送。

[0112] 旋转信息测定部20与所述扭矩传送线13的另一端结合,测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息。旋转信息测定部20包括测定扭矩传送线13的另一端的扭矩的扭矩传感器及测定扭矩传送线13的另一端的旋转角的旋转角传感器中的至少一个。

[0113] 内视镜插入长度输入部45接收由用户输入的包括挠性部73的内视镜插入部70向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。作为一例,所述内视镜插入长度输入部45由脚踏板形态形成,用户利用脚蹬所述脚踏板的次数及间隔中的至少一个而输入所述内视镜插入长度。根据实施例,所述内视镜插入长度输入部45类似于上述的探头插入长度输入部40,并可进行各种变更。

[0114] 控制部50分析从所述旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从所述内视镜插入长度输入部45输入的内视镜插入长度,而推断所述挠性部73的形状。根据实施例,控制部50也可分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息,而推断插入所述扭矩传送线13的挠性部73的形状。此时,也可省却所述内视镜插入长度输入部45。

[0115] 显示部60接收从所述控制部50传送的关于所述挠性部73的推断的的形状的信息,并向用户显示所述挠性部73的推断的形状。

[0116] 图10为表示包括根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的附图。上面参照图9说明的包括本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统300如同图10所示形成。参照图10,形成有根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统300可包括:内视镜插入部70及内视镜操作部80。根据实施例,所述内视镜系统300还可包括:控制部50、内视镜监测装置55、显示部60及通用线90等。

[0117] 内视镜插入部70与内视镜操作部80的一个区域结合,并向被检体内插入。内视镜插入部70包括:可自由弯曲的弯曲部71及可根据外力容易弯曲并恢复为原形的具有可挠性的挠性部73。挠性部73的内部可形成有线路通道75。所述线路通道75形成于内视镜插入部70的内部,其为与内视镜治疗设备插入部85连通的内视镜治疗设备通道74形成单独的通道。虽未在图10中所示,在内视镜插入部70的内部可形成有与内视镜治疗设备插入部85连通的内视镜治疗设备通道74。在弯曲部71的一端可配置有观察窗、照明窗、治疗处插入通道开口部、送气送水喷嘴等。

[0118] 如图10所示,扭矩传送线13向挠性部73的内部插入。扭矩传送线13配置在所述线路通道75,将作用于一端的扭矩向另一端传送。扭矩传送线13的另一端与旋转信息测定部20连接。

[0119] 旋转信息测定部20与所述扭矩传送线13的另一端结合,测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息。旋转信息测定部20配置在内视镜操作部80的内部。旋转信息测定部20包括测定扭矩传送线13的另一端的扭矩的扭矩传感器及测定扭矩传送线13的另一端的旋转角的旋转角传感器中的至少一个。扭矩传送线13的另一端配置在与形成于旋转信息测定部20的扭矩传感器或旋转角传感器邻接的位置。旋转信息测定部20通过通用线90将扭矩传送线

13的另一端的旋转信息向内视镜监测装置55及控制部50传送。

[0120] 内视镜操作部80形成于内视镜插入部70与通用线90之间。内视镜操作部80包括弯曲操作杆81及操作开关部83,在侧面还可包括内视镜治疗设备插入部85。

[0121] 内视镜插入长度输入部(图9的45)接收由用户输入的包括挠性部73的内视镜插入部70向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。用户在内视镜插入部70向手术患者的身体内部插入时,观察内视镜插入部70插入的长度的同时利用内视镜插入长度输入部(图9的45)输入所述内视镜插入长度。所述内视镜插入长度输入部(图9的45)形成于弯曲操作杆81或操作开关部83。内视镜插入长度输入部(图9的45)可由拨动开关形态形成,用户将由拨动开关形成的内视镜插入长度输入部45按压而输入所述内视镜插入长度。例如,用户每当内视镜插入部70向手术患者的身体内部插入既定长度(例:10cm)时,按压所述拨动开关。用户通过拨动开关输入的信号通过通用线90及通信线91向内视镜监测装置55及控制部50传送。

[0122] 根据实施例,在内视镜插入部70的外侧面以既定长度间隔显示内视镜长度标志,用户可参照所述内视镜长度标记而判断内视镜插入部70向手术患者的身体内部插入的长度,由此操作内视镜插入长度输入部(图9的45)。

[0123] 根据实施例,所述内视镜插入长度输入部45如同图8所示由脚踏板形态形成,用户利用脚踏所述脚踏板的次数及间隔中的至少一个输入所述内视镜插入长度。根据实施例,所述内视镜插入长度输入部45除了脚踏板形态或拨动开关之外,还可形成为能够直接用数字输入内视镜插入长度的键盘等可输入内视镜插入长度的各种输入部件。根据实施例,如果内视镜插入部70在手术患者的身体内部后退时,用户可通过内视镜插入长度输入部45输入非前进信号的后退信号,从而,使得所述内视镜插入长度减少。

[0124] 通用线90与内视镜操作部80的一区域结合,并且,在内部包括为内视镜的镜头或光源装置的传输线、送气管、送水管、吸入管等。所述传输线、送气管、送水管及吸入管等可通过内视镜操作部80的内部而延伸至内视镜插入部70。在内视镜插入部70的内部形成有使得传输线、送气管、送水管及吸入管等通过的通道(channel)。通用线90的另一端连接于内视镜监测装置55。

[0125] 内视镜监测装置55用于监测内视镜的光源装置或送气、送水、吸入管及内视镜的电磁状况。内视镜监测装置55通过通信线91与控制部50连接。通过内视镜监测装置55监测的内视镜关联信息通过显示部60向用户提供。根据实施例可省略所述内视镜监测装置55。

[0126] 控制部50分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从内视镜插入长度输入部45输入的内视镜插入长度,而推断插入所述扭矩传送线13的挠性部73的形状。控制部50分析扭矩传送线13的另一端的扭矩及旋转角中的至少一个,而获取所述扭矩传送线13的另一端的旋转信息。

[0127] 控制部50可通过从内视镜插入长度输入部45输入的信号,知晓输入相应信号的时点的内视镜插入长度,并且,对应与相应内视镜插入长度对应的扭矩传送线13的另一端的旋转信息,由此推断所述扭矩传送线13的形状及插入所述扭矩传送线13的挠性部73的形状。通过分析从内视镜插入长度输入部45顺次地输入的信号,对应与相应内视镜插入长度对应的扭矩传送线13的另一端的旋转信息,可推断插入扭矩传送线13的挠性部73的整体形状。控制部50能够推断扭矩传送线13的扭矩或旋转角在从内视镜插入长度输入部45接收输

入信号的各个时点如何发生变化。

[0128] 根据实施例,控制部50也可通过分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息,推断插入所述扭矩传送线13的挠性部73的形状。此时,可省略所述内视镜插入长度输入部45。

[0129] 显示部60接收从所述控制部50输入的关于所述挠性部73的推断的的形状的信息,并向用户显示。显示部60根据从控制部50输入的显示信号,向用户提供显示画面。

[0130] 并且,在图10中表示内视镜监测装置55、控制部50及显示部60相互分离的形态,但其只是示例性的,内视镜监测装置55、控制部50及显示部60等可整体形成一个主体。并且,所述通信线91也可变更或省略,根据实施例,内视镜监测装置55及控制部50等也可通过无线通信方式相互交换数字。

[0131] 图10中图示的形成有根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统300,通过形成于内视镜插入部70的内部的线路通道75插入扭矩传送线13,并在所述挠性部73的前端位置固定所述扭矩传送线13。

[0132] 当挠性部73向被检体的内部插入前进时,在挠性部73的前进方向发生阻力时,挠性部73的长轴如同弹簧圈一样弯曲,由此发生的弹性能源的一部分以所述挠性部73的长轴为中心发生扭矩。通过上述的扭矩,挠性部73能够以长轴为中心旋转。

[0133] 在挠性部73的前端可固定扭矩传送线13的一端,因此,因挠性部73的弯曲或扭曲而发生的扭矩可通过扭矩传送线13向旋转信息测定部20传送。旋转信息测定部20能够测定扭矩传送线13的另一端的扭矩或扭矩传送线13的另一端的旋转角。在旋转信息测定部20测定的扭矩传送线13的另一端的旋转信息通过通用线90向内视镜监测装置55及控制部50中的至少一个传送,内视镜监测装置55及控制部50中的至少一个能够推断因挠性部73的弯曲或扭曲发生的形状变化。

[0134] 并且,内视镜插入部70的挠性部73向内视镜的长轴方向前进时,如果挠性部73的前端部不前进时,挠性部73的前端之外的部分将发生弯曲或扭曲,而难以指定上述的弯曲或扭曲的部分。

[0135] 在内视镜操作部80的操作开关部83等形成有内视镜插入长度输入部(图9的45)时,在如上述情况下,内视镜插入部70在被检体内向前方前进之前和前进既定距离后的瞬间,可利用所述内视镜插入长度输入部(图9的45)向旋转信息测定部20传送。旋转信息测定部20能够测定内视镜插入部70在被检体内向前方前进之前和前进既定距离后的瞬间的扭矩传送线13的旋转角的变化。

[0136] 因挠性部73的扭曲发生的扭矩传送线13的旋转信息和所述挠性部73在被检体内前进的距离与挠性部73的形状变化具有贯穿的关系。即,当挠性部73在被检体内前进的每个单位距离向扭矩传送线13传送的扭矩的变化或挠性部73在被检体内前进的每个单位距离因扭矩传送线13的旋转的旋转角的变化越大,所述挠性部73的扭曲程度越增加。

[0137] 由此,控制部50能够推断因挠性部73的弯曲或扭曲发生的形状变化。控制部50利用扭矩传送线13的旋转角的变化推断对于挠性部73前端的单位距离移动的扭曲的程度。控制部50可将推断的挠性部73的形状通过显示部60提供给用户。

[0138] 并且,根据实施例,还可包括与所述扭矩传送线13的另一端结合的金属棒(未图示)。所述金属棒可与旋转信息测定部20连接,旋转信息测定部20测定金属棒的旋转角及扭

矩中的至少一个,而测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息。如果难以直接测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息,通过测定与扭矩传送线13的另一端结合的金属棒的旋转信息,而间接地测定扭矩传送线13的另一端的旋转信息。

[0139] 并且,根据实施例,形成有根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统300,当内视镜插入部70向被检体内部前进时,与所述内视镜插入部70连接的内视镜插入长度测定部(未图示)可测定内视镜插入部70的插入长度。作为一例,所述内视镜插入长度测定部配置在向被检体插入的内视镜插入部70的周边或插入内视镜插入部70的手术患者的身体部位周边。内视镜插入长度测定部测定内视镜插入部70向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。根据实施例,内视镜插入长度测定部类似于探头插入长度测定部30地可利用旋转式辊子或激光、超音波等而形成。

[0140] 根据实施例,所述内视镜插入长度测定部在内视镜插入部70的外侧面包括以既定间隔形成的多个压力传感器(未图示)。作为一例,在内视镜插入部70的外侧面每隔10cm而配置所述多个压力传感器。多个压力传感器能够感知内视镜插入部70向手术患者的身体(例:肛门)内部进入时发生的压力的差异并向控制部50传送。控制部50利用从多个压力传感器传送的压力感知信号分析向手术患者的身体内部插入至内视镜插入部70的哪个部位。通过如上的方式测定内视镜插入部70向手术患者的身体插入的长度即内视镜插入长度。

[0141] 并且,根据实施例,所述内视镜插入长度测定部可包括配置在内视镜插入部70的一区域的温度传感器(未图示)。作为一例,所述温度传感器配置在内视镜插入部70的弯曲部71的外侧面或配置在挠性部73的前端部的外侧面。所述温度传感器利用的是内视镜插入部70向手术患者的身体内部插入时,内视镜插入部70周边的温度因手术患者的体温而上升的原理。从所述温度传感器感知的温度信息向控制部50传送。控制部50判断通过所述温度传感器感知的体温越高,内视镜插入部70向手术患者的身体内部插入的深度越深,由此,推断所述内视镜插入长度。

[0142] 根据实施例,所述内视镜插入长度测定部通过有线或无线与控制部50连接。所述内视镜插入长度测定部可附着在手术患者的身体一区域而测定内视镜插入长度。控制部50通过分析从所述旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从所述内视镜插入长度测定部输入的内视镜插入长度而推断所述挠性部73的形状。

[0143] 根据实施例,形成有本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统300可同时形成有内视镜插入长度测定部及内视镜插入长度输入部45,并且,用户可选择使用内视镜插入长度测定部及内视镜插入长度输入部45中的某一个。

[0144] 图11为表示根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的挠性部的截面图。图11表示形成有本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统300的挠性部73的前端部周边。虽未在图11表示,如同图10所示,在挠性部73的一端形成有弯曲部71。

[0145] 参照图11,在由软管形态的管状体形成的挠性部73的内部形成有线路通道75。作为一例,所述线路通道75可形成中空。

[0146] 扭矩传送线13向挠性部73的内部插入,配置在所述线路通道75。扭矩传送线13的一个区域结合固定在所述挠性部73的内侧面。扭矩传送线13向挠性部73的前端插入,在挠性部73的前端周边与挠性部73结合固定。

[0147] 如图11所示,在挠性部73的前端内侧形成有线固定部17,扭矩传送线13通过所述线固定部17被固定在挠性部73的内侧。线固定部17由能够将扭矩传送线13与挠性部73相互固定结合的各种部件形成。

[0148] 根据实施例,为了减少挠性部73的内侧面与扭矩传送线13之间的摩擦力,在线路通道75可容纳有润滑剂。借助于所述润滑剂,能够防止扭矩传送线13与挠性部73的内侧面接触,或减少挠性部73的内侧面与扭矩传送线13之间的摩擦力,因此,防止在扭矩传送线13的一端发生的扭矩在中间发生损失,而准确地向扭矩传送线13的另一端传送。

[0149] 并且,根据实施例,为了减少挠性部73的内侧面与扭矩传送线13之间的摩擦力,在所述扭矩传送线13的表面可涂覆摩擦力减少材质。作为一例,所述摩擦力减少材质为聚四氟乙烯(polytetrafluoroethylene;PTFE),并且,除此之外,可变更为各种材质。

[0150] 图12为表示形成有根据本发明的一实施例的挠性部形态推断装置的内视镜系统的挠性部弯曲的状态附图。图12表示通过线固定部17在挠性部73的内侧固定扭矩传送线13的一端,并且,因挠性部73的弯曲使得扭矩传送线13也可发生弯曲。

[0151] 内视镜插入部70向被检体的内部插入而使得挠性部73弯曲或扭曲时,从线固定部17周边的挠性部73的前端发生的旋转力可通过扭矩传送线13传送至旋转信息测定部20。

[0152] 控制部50分析从旋转信息测定部20输入的扭矩传送线13的另一端的旋转信息及从内视镜插入长度输入部45输入的内视镜插入长度而推断所述挠性部73的形状。显示部60接收从控制部50传送的关于所述挠性部73的推断的形状的信息,并向用户显示所述挠性部73的推断的形状。

[0153] 图13至图15为说明根据本发明的一实施例的挠性部的形状变化推断原理的附图。

[0154] 参照图13,表示为了说明根据本发明的一实施例的挠性部的形状变化推断原理的挠性部模型(P)。所述挠性部模型(P)如同内视镜由线形形成并可弯曲。

[0155] 图13表示所述挠性部模型(P)未发生弯曲或扭曲的情况。

[0156] 挠性部模型P可沿着挠性部(flexible portion)的长轴一贯地形成有特定的多角形(例:三角形)的物质。挠性部模型(P)的左侧截面及右侧截面可显示所述多角形(A1,A2)。并且,在挠性部模型(P)的外侧面可用于表示显示挠性部模型(P)的扭曲现象的标志(B)。

[0157] 图14为表示挠性部模型向顺时针方向旋转的状态的附图。

[0158] 沿着所述挠性部模型(P)的长轴贯通地形成有特定的多角形的物质,因此,沿着挠性部模型(P)任何一个部分的截面观察都能够看到形成有特定多角形的物质的相同的图案的截面。

[0159] 如图14所示,挠性部模型(P)向顺时针方向旋转的状态下将中间部分的截面切开观察时,可分成形成两个扭曲状态的两个挠性部模型(P1,P2)。

[0160] 在第1挠性部模型(P1)的左侧裸露的多角形(A11)由空间上的三个点形成,各个点的三维坐标分别为(a,b,c),(d,e,f),(g,h,i)。由如上述的空间的三个点形成的多角形沿着挠性部模型(P1,P2)的长轴贯通地形成,因此,在第1挠性部模型(P1)的右侧裸露的多角形(A12)也可与裸露在第1挠性部模型(P1)的左侧的多角形(A11)形成相同的形状。形成在第1挠性部模型(P1)的右侧裸露的多角形(A12)的各个点的三维坐标分别为(a1,b1,c1),(d1,e1,f1),(g1,h1,i1)。如图14所示,形成裸露在第2挠性部模型(P2)的左侧的多角形(A21)的三个点的坐标与形成裸露在第1挠性部模型(P1)的右侧的多角形(A12)的三个点的

空间上的坐标相同。形成裸露在第2挠性部模型(P2)的右侧的多角形(A22)的各个点的三维坐标可分别为 (a_2, b_2, c_2) , (d_2, e_2, f_2) , (g_2, h_2, i_2) 。

[0161] 两个挠性部模型(P1,P2)相互连接时,将形成于第1挠性部模型(P1)的右侧的多角形(A12)与形成于第2挠性部模型(P2)的左侧的多角形(A21)在相互相同的空间一致地排列时,在二维空间或三维空间可表示两个相互不同的挠性部模型(P1,P2)接合的状态。

[0162] 测定各个挠性部模型(P1,P2)的左右两端的旋转信息时,可知晓各个挠性部模型(P1,P2)向特定方向旋转何种程度。并且,如果假设挠性部模型(P1,P2)具有沿着长轴相同的物理性质,可利用各个挠性部模型(P1,P2)的左右两端的旋转信息也可测定除了各个挠性部模型(P1,P2)的左右两端的剩余部分的旋转信息。根据上述的各个挠性部模型(P1,P2)的扭曲程度,可将整体挠性部模型(P)的形状变化通过三维立体化方法以三维表面的数学表现形式表示,并且,利用其将具有相互不同的形状的各个挠性部模型(P1,P2)接合,并在二维空间或三维空间表示。

[0163] 控制部50通过上述的原理根据输入扭矩传送线13另一端的旋转信息的瞬间的探头插入长度或内视镜插入长度,推断探头10或挠性部73的形状。

[0164] 图15为接合相互不同形状的挠性部模型并在二维空间或三维空间显示的附图。

[0165] 参照图15,如上述地,将多个挠性部模型(P1,P2,P3,P4)相互接合,并通过测定各个挠性部模型(P1,P2,P3,P4)的旋转信息,而推断整体挠性部模型的形态。

[0166] 显示部60根据控制部50的控制以类似于图15的形态推断挠性部73的形态而显示。显示部60以二维或三维的形象显示挠性部73的推断的形状。

[0167] 以上参照附图中图示的实施例说明了本发明,但其只是示例性的,本技术领域的普通技术人员应当理解由此可进行各种变形及均等的其他实施例。因此,本发明的真正的技术保护范围应当根据权利要求书的技术思想而定义。

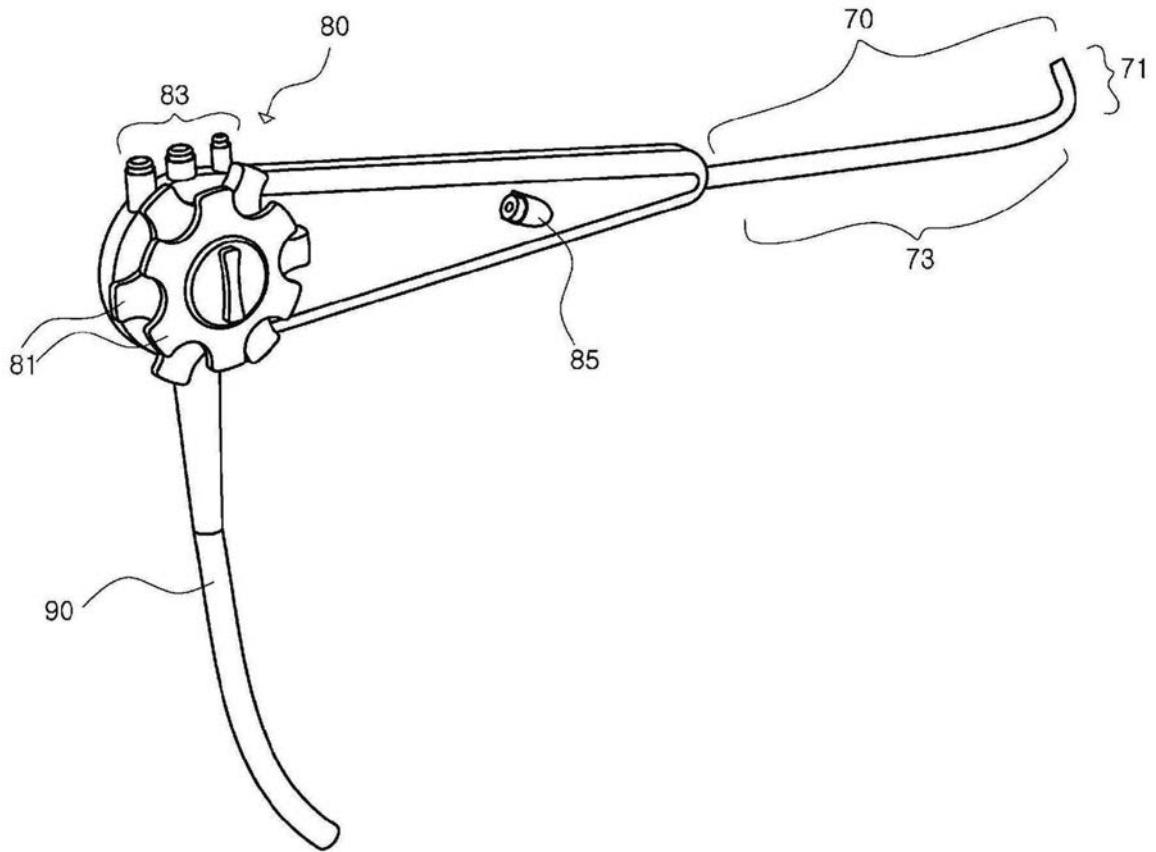


图1

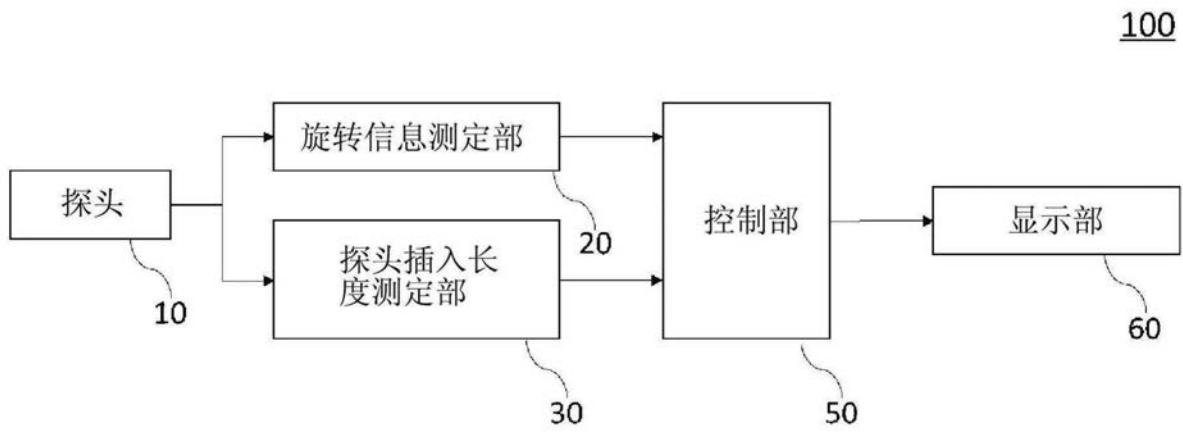


图2

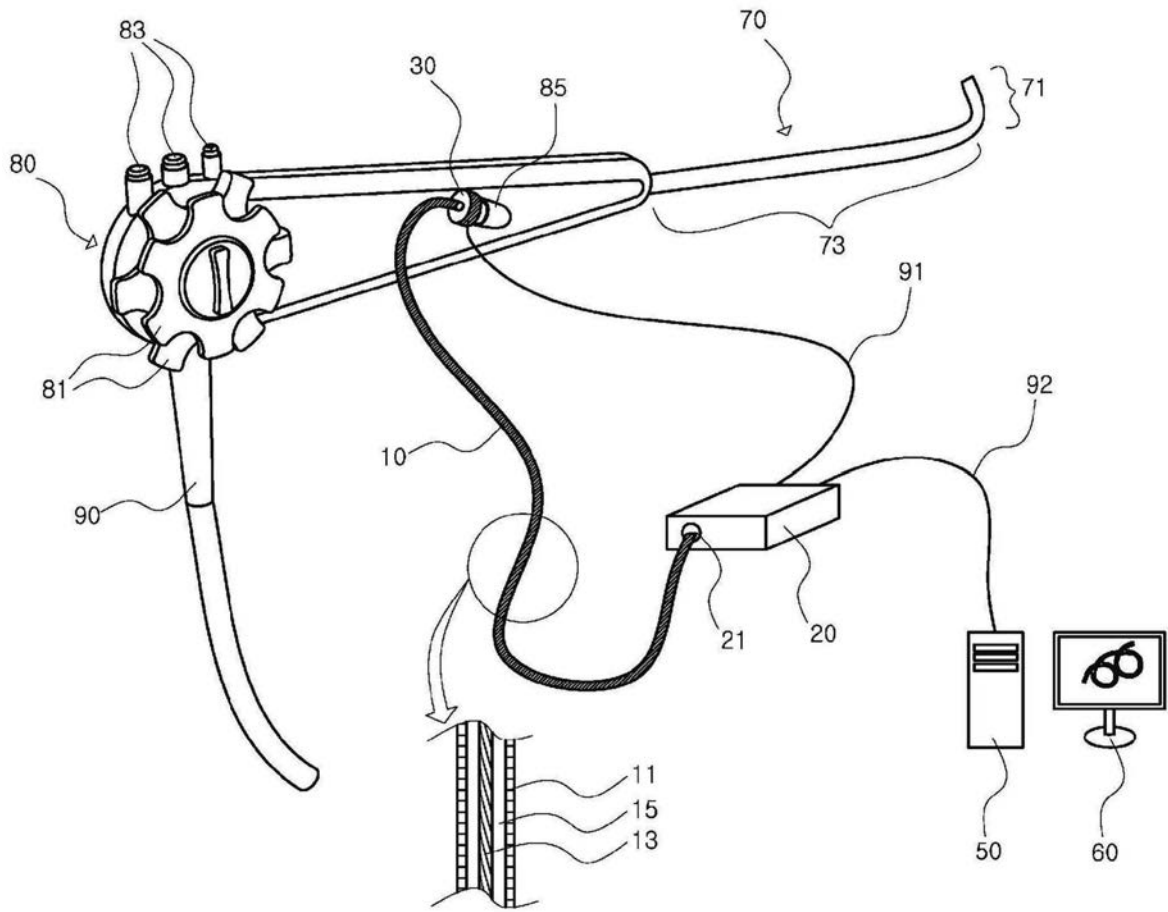


图3

10

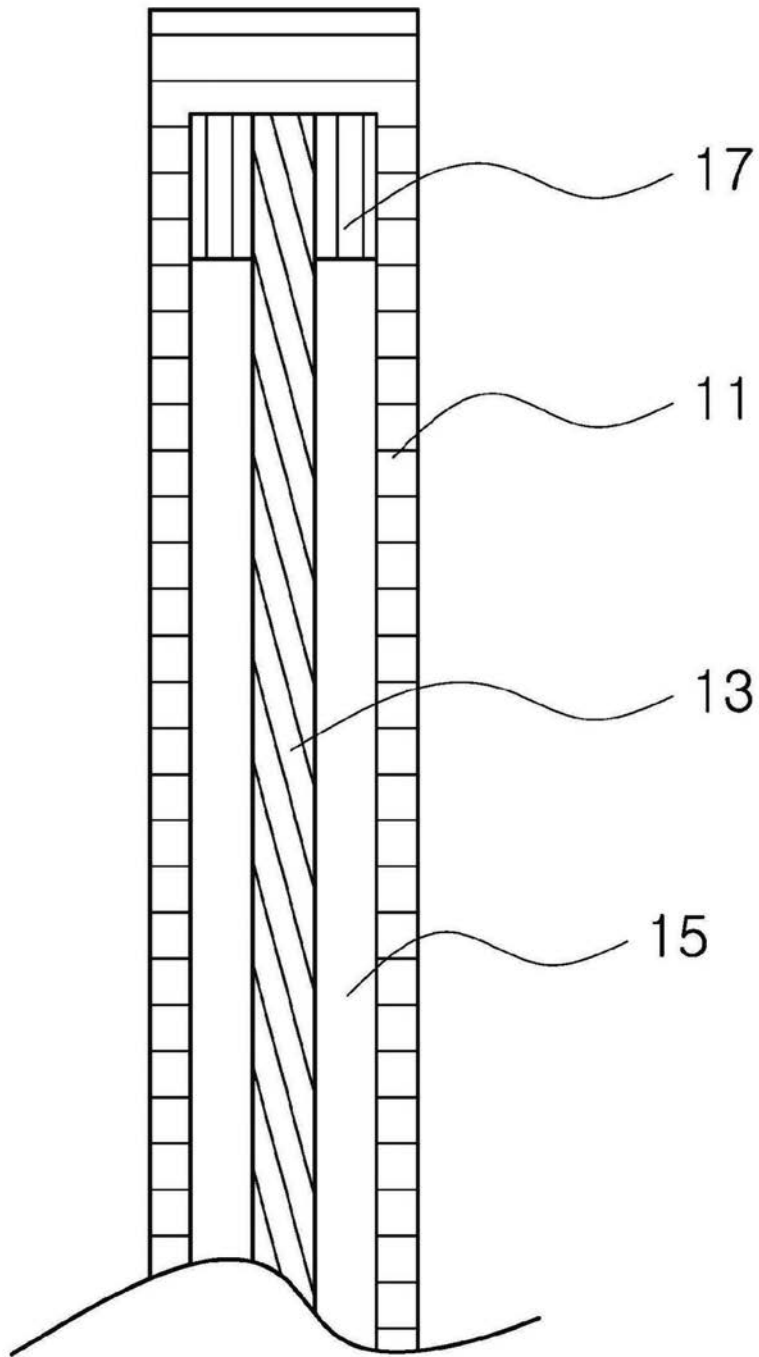


图4

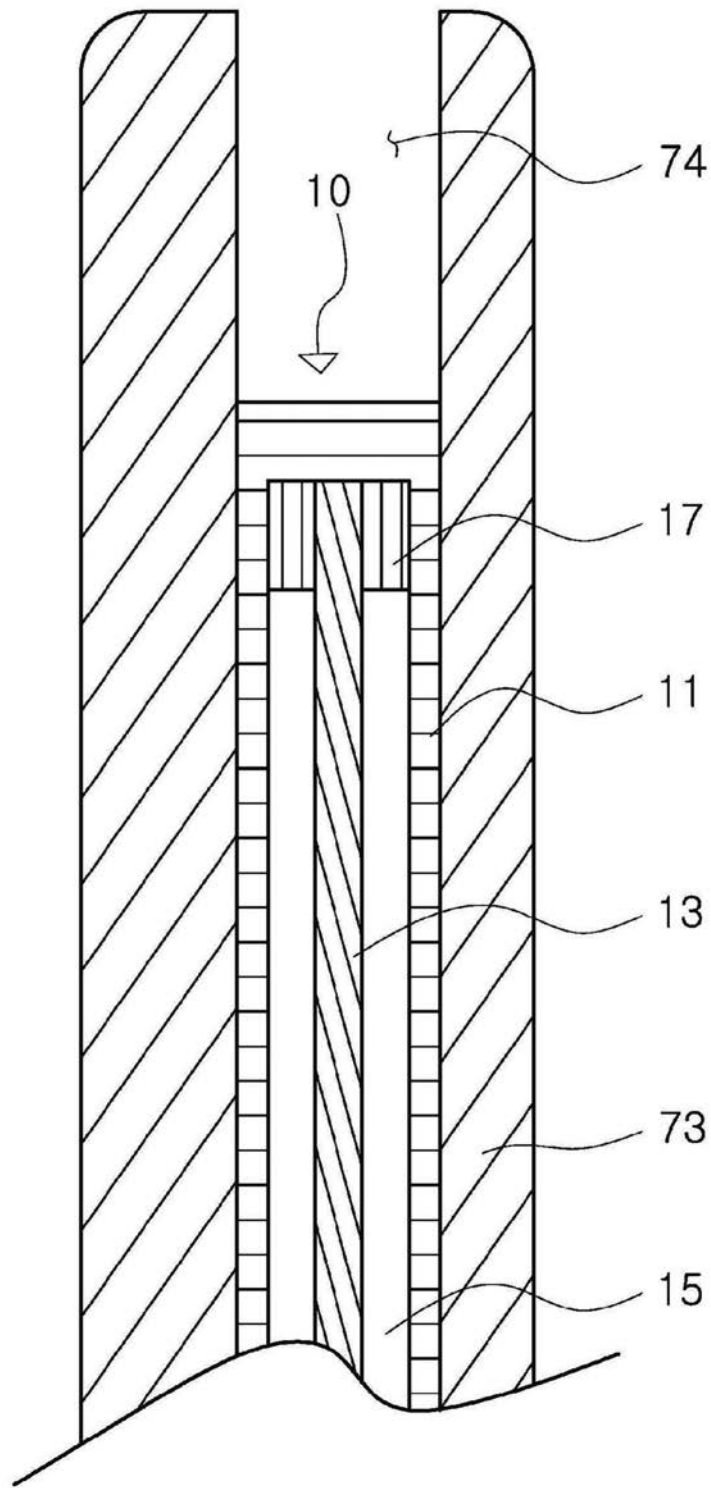


图5

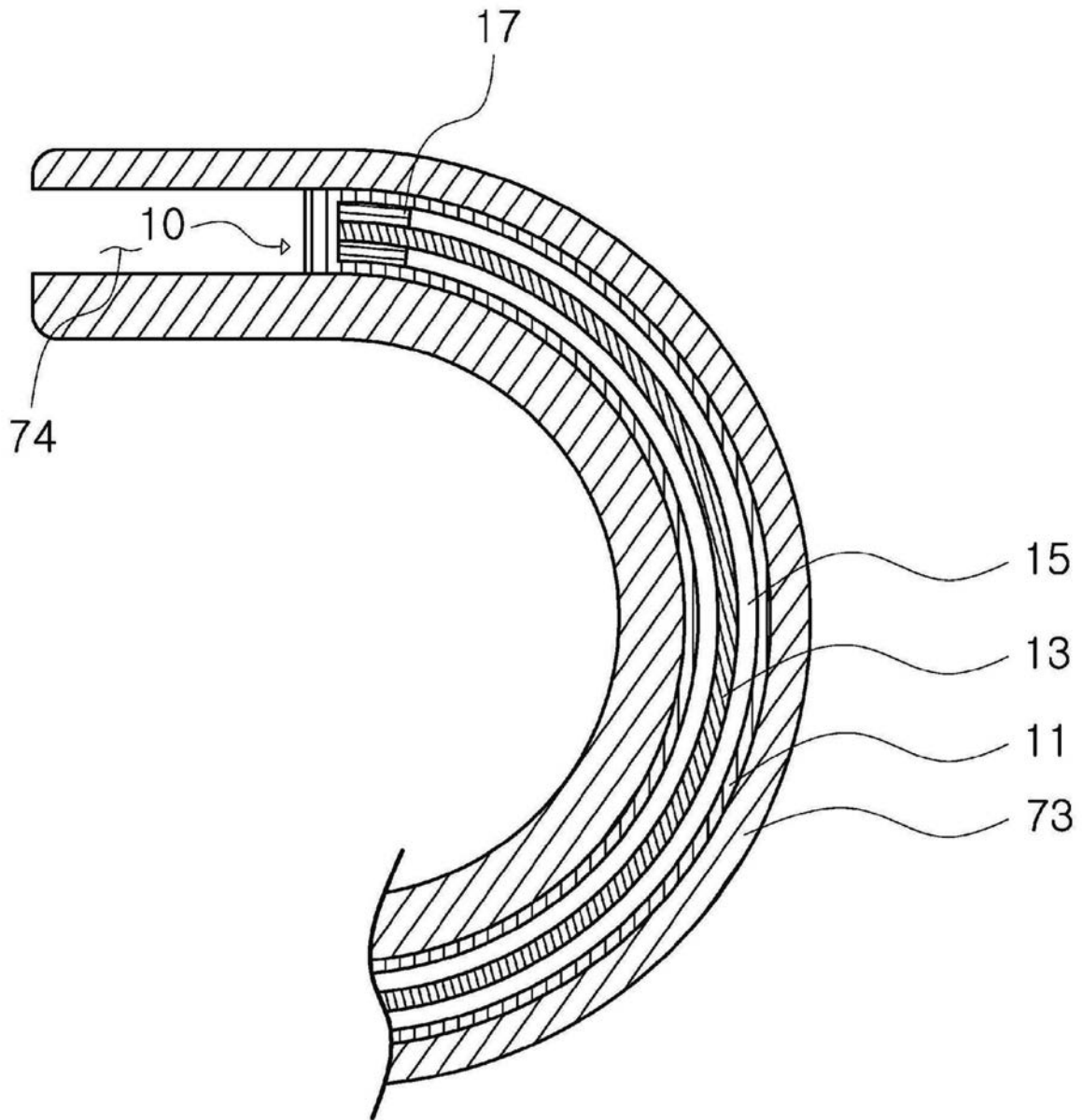


图6

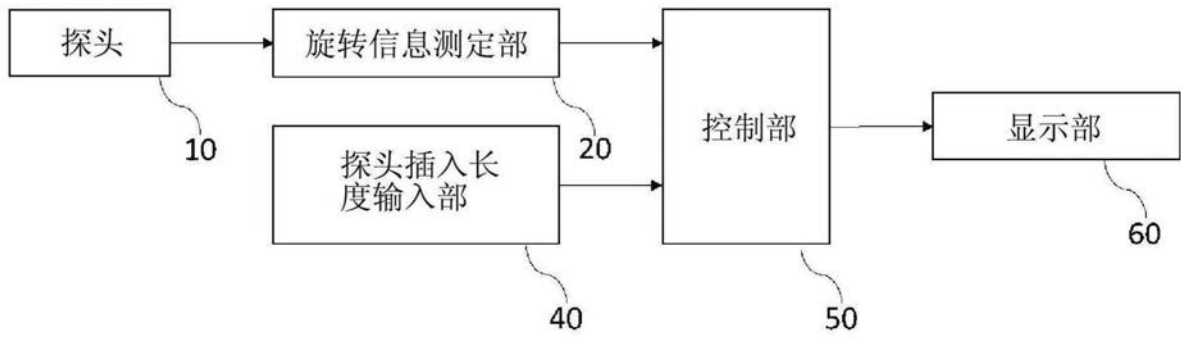


图7

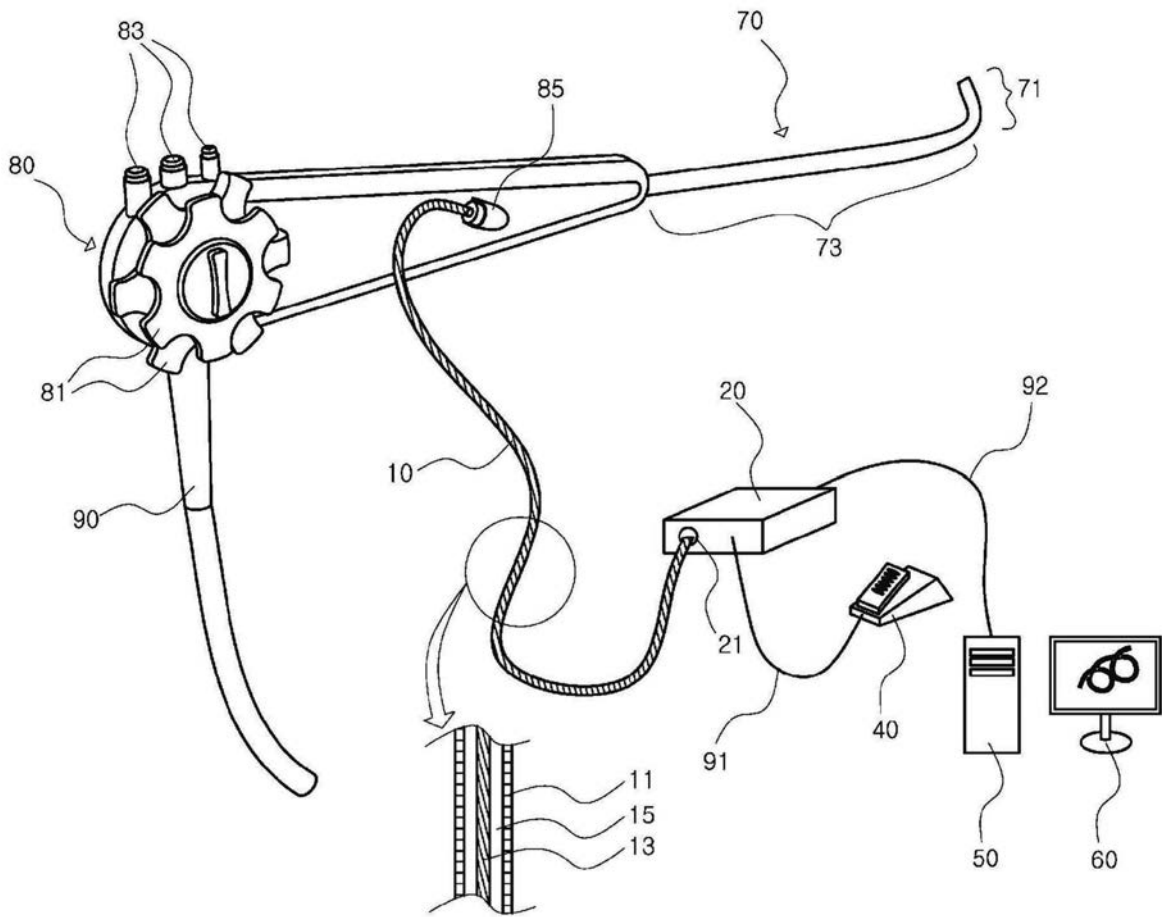


图8

300

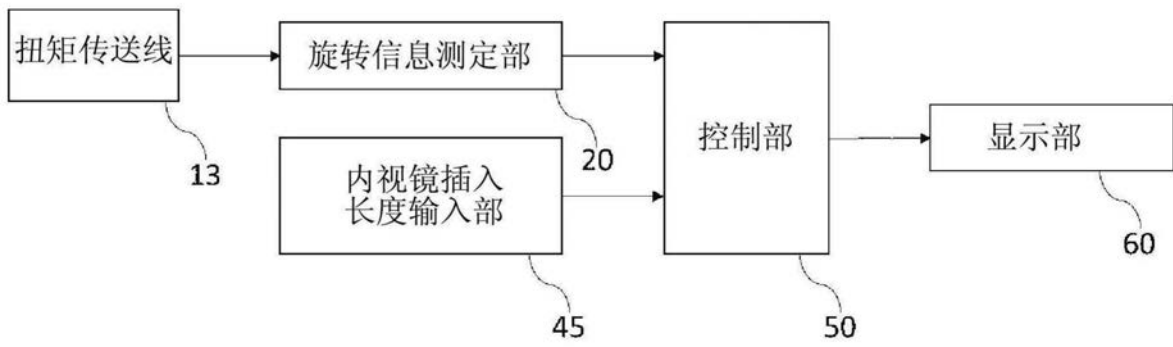


图9

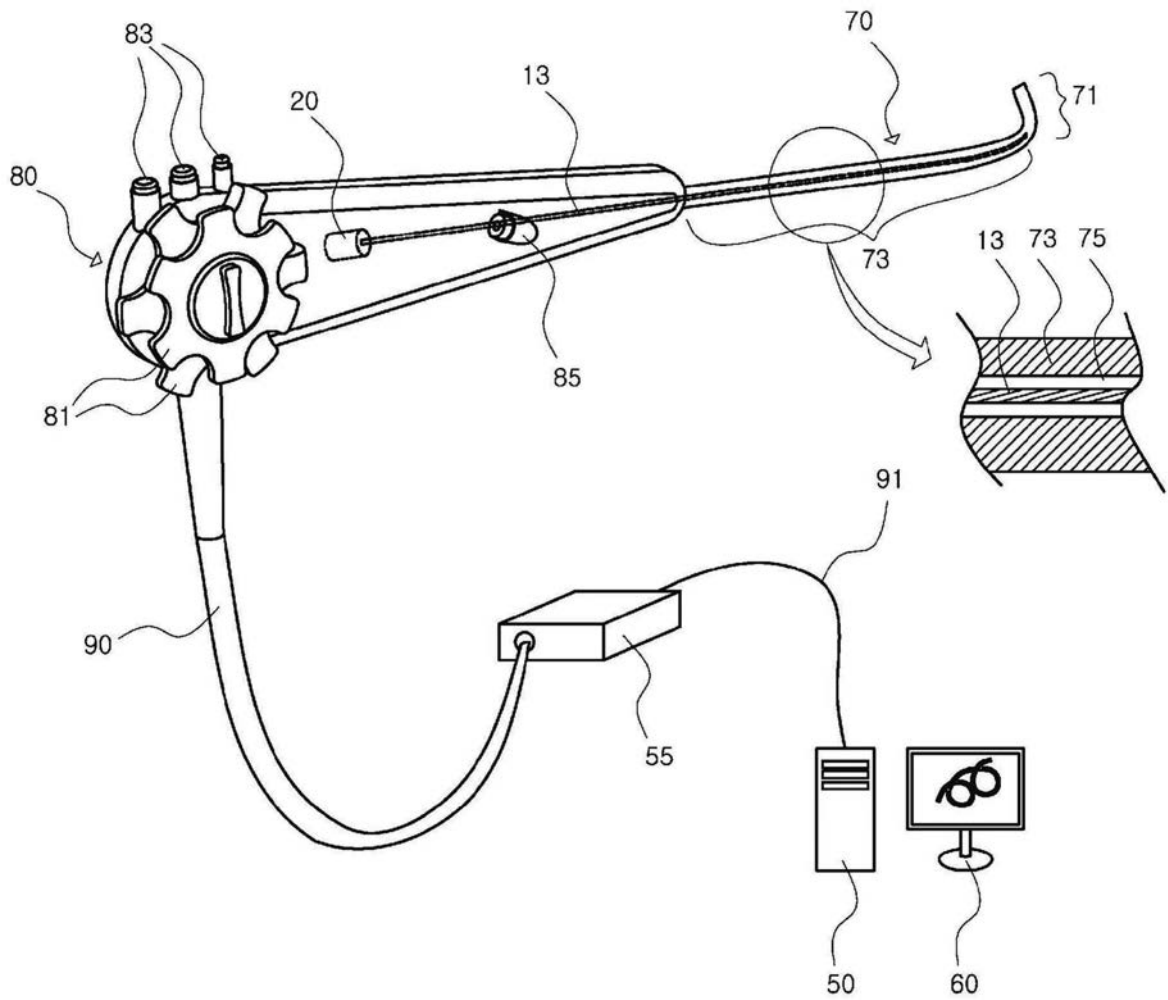


图10

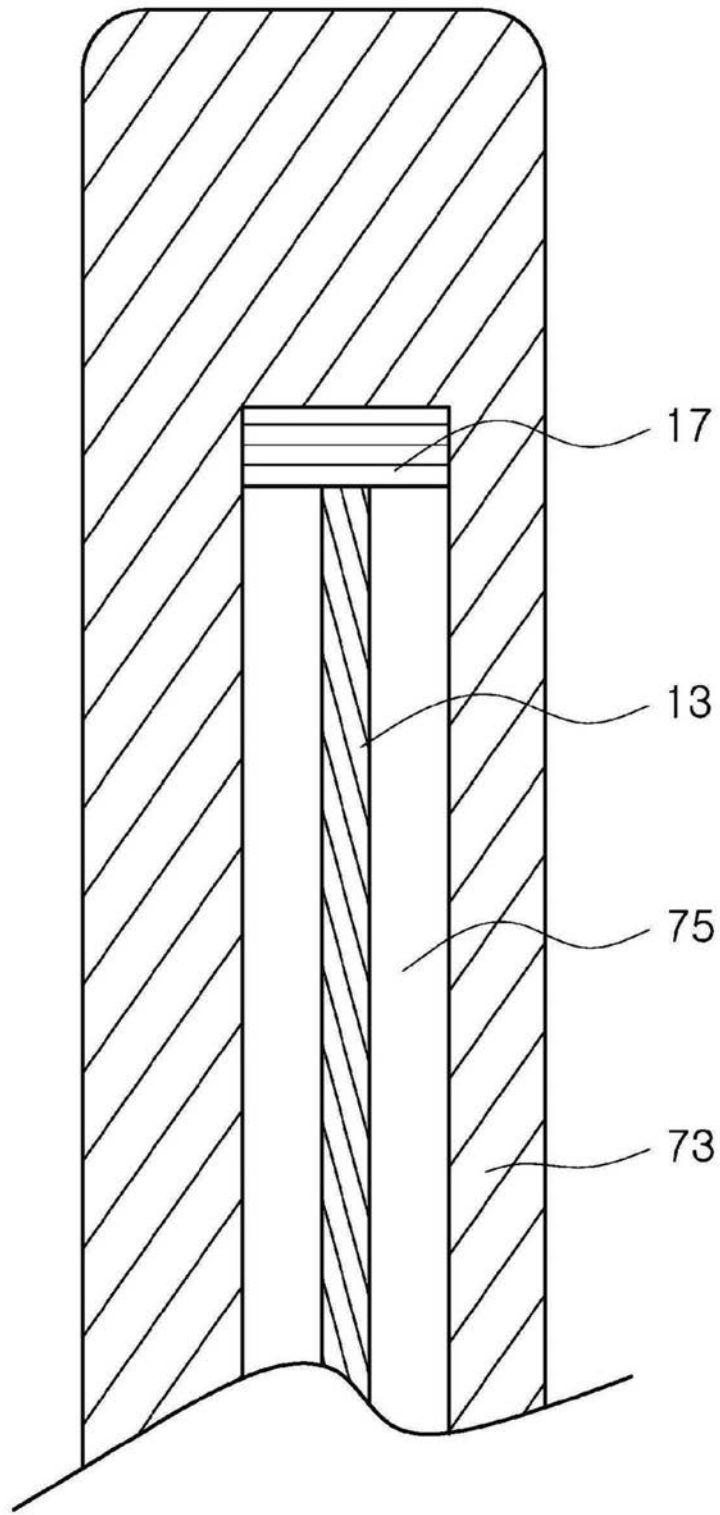


图11

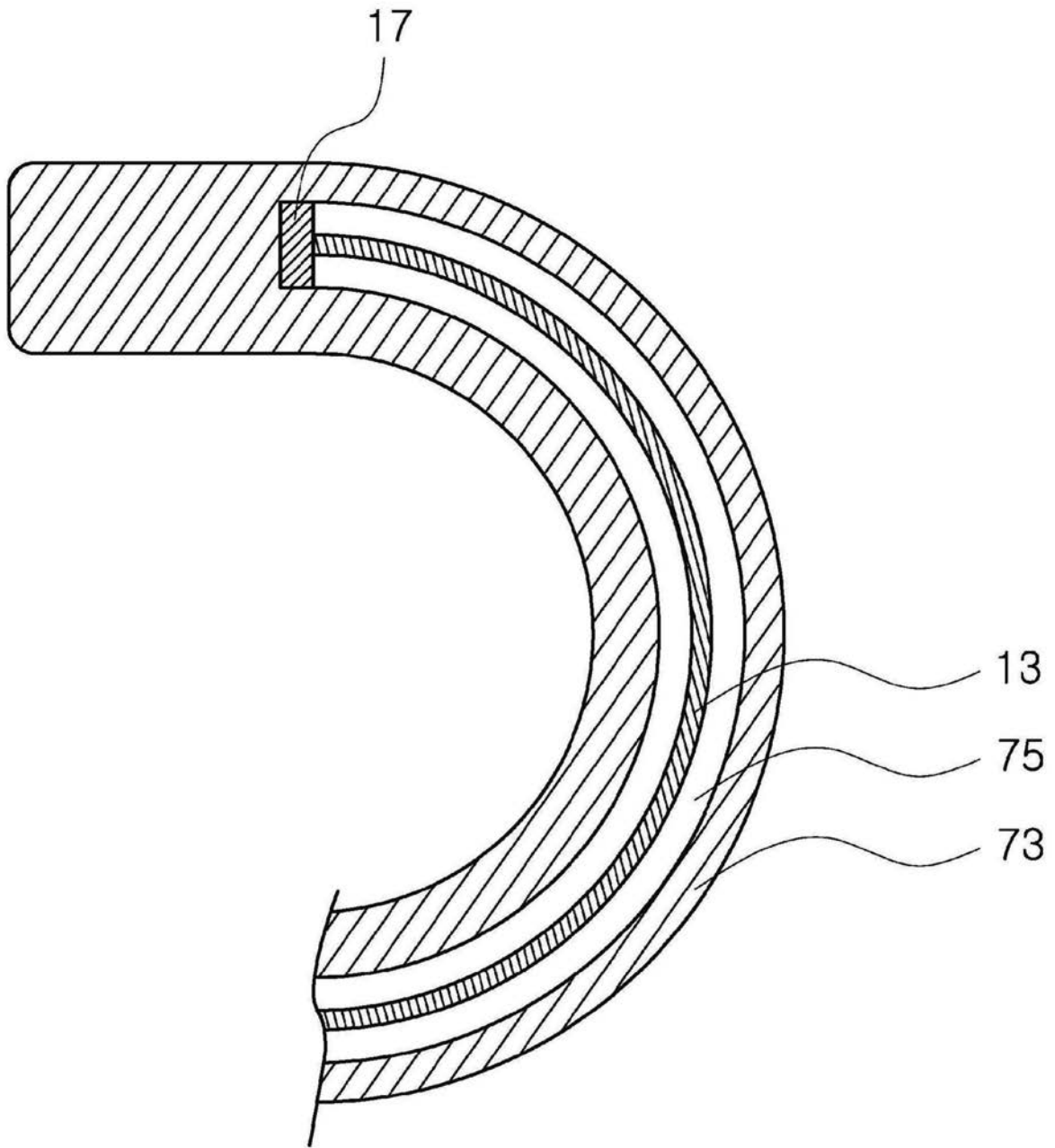


图12

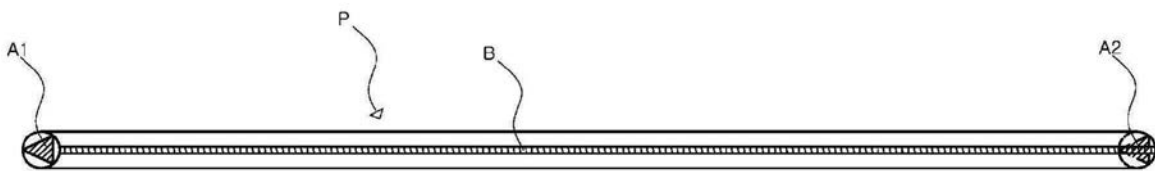


图13

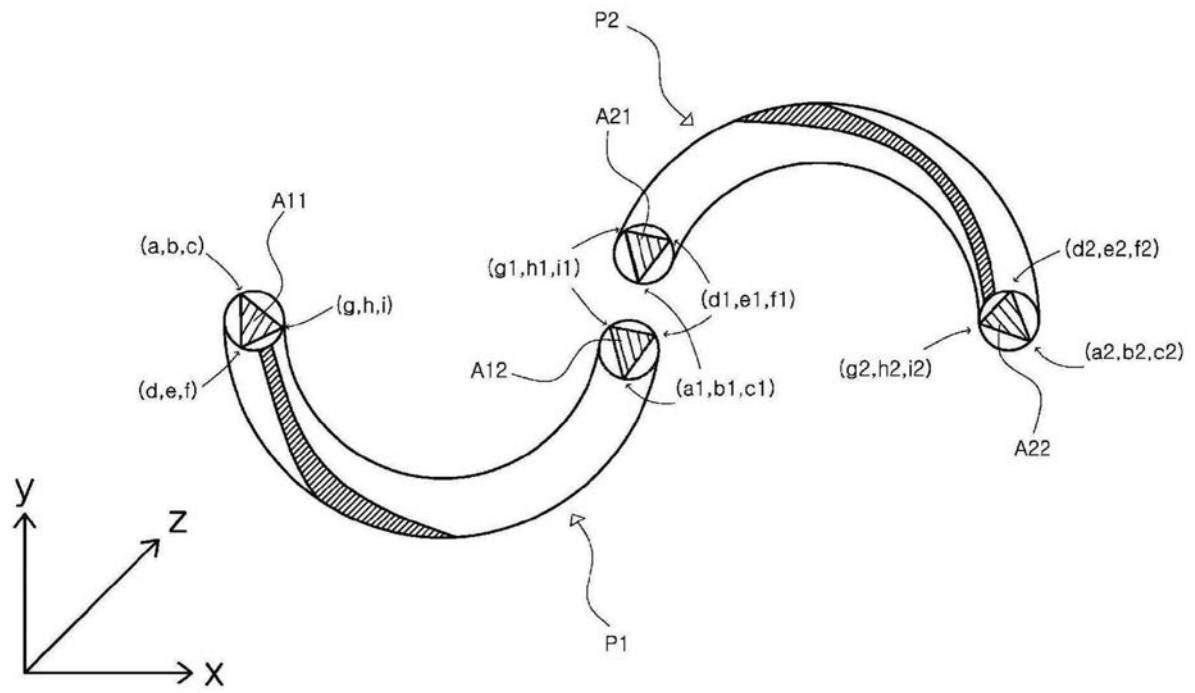


图14

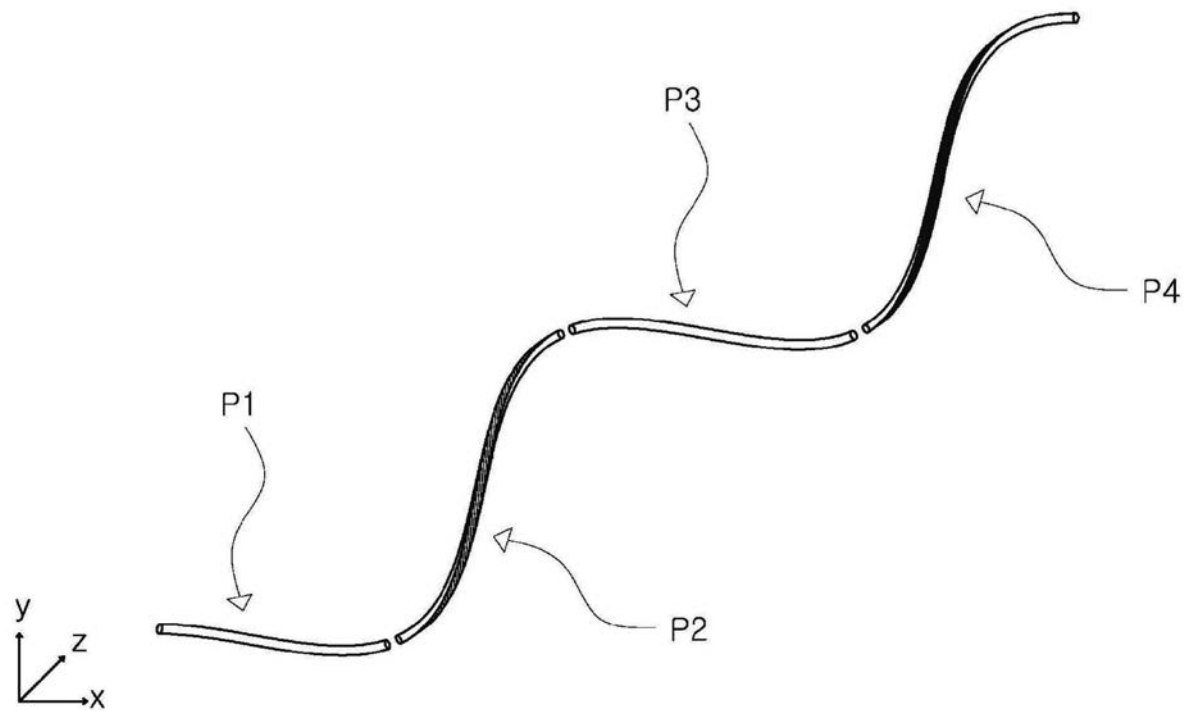


图15

专利名称(译)	挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统		
公开(公告)号	CN110582221A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201880029432.1	申请日	2018-05-15
[标]发明人	朴然瑚		
发明人	朴然瑚		
IPC分类号	A61B1/005		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/0055 A61B2034/2061 A61B2090/3937 A61B1/00045 A61B1/00057 A61B2562/0247 A61B2562/0271 G01B21/32		
优先权	1020170060691 2017-05-16 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种挠性部形态推断装置及包括其的内视镜系统。所述挠性部形态推断装置，包括：探头，形成有将作用于—端的扭矩向另一端传送的扭矩传送线，并向挠性部插入；及旋转信息测定部，结合于所述探头的另一端，测定所述扭矩传送线的另一端的旋转信息。

