



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101198370 B

(45) 授权公告日 2011.02.02

(21) 申请号 200680021197.0

(22) 申请日 2006.06.12

(30) 优先权数据

174058/2005 2005.06.14 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.12.13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/311771 2006.06.12

(87) PCT申请的公布数据

W02006/134881 JA 2006.12.21

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 石黑努

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 党晓林

(51) Int. Cl.

A61B 1/005 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 1-198563 A, 1989.08.10, 全文.

US 5897488 A, 1999.04.27, 全文.

DE 3707787 A1, 1988.09.22, 全文.

US 6770027 B2, 2004.08.03, 全文.

US 2003/0149338 A1, 2003.08.07, 全文.

审查员 陈萌

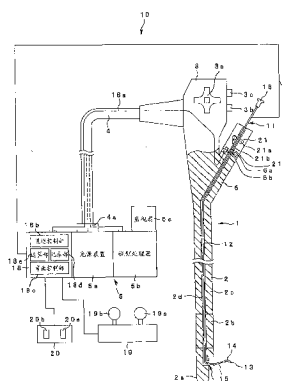
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

内窥镜处置工具和内窥镜用处置工具装置

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜处置工具和内窥镜用处置工具装置。内窥镜处置工具具有：长的管体，其具有可插入到体腔内的挠性部件；第一弯曲部，其设置在管体的前端部分，使管体相对于轴向弯曲；第二弯曲部，其连续设置在第一弯曲部的基端侧，使管体相对于轴向弯曲；以及弯曲操作部，其使第一弯曲部和第二弯曲部分别独立地进行弯曲。



1. 一种内窥镜处置工具,其特征在于,所述内窥镜处置工具具有:

长的管体,其具有可插入到体腔内的挠性部件;

第一弯曲部,其设置在所述管体的前端部分,用于使所述管体相对于轴向弯曲,该第一弯曲部至少可向上下方向或左右方向中的任一方弯曲;以及

第二弯曲部,其连续设置在所述第一弯曲部的基端侧,用于使所述管体相对于轴向弯曲,该第二弯曲部至少可向上下方向或左右方向中的任一方弯曲;以及

弯曲操作单元(19a,19b),其发出指示信号使所述第一弯曲部和第二弯曲部分别独立地进行弯曲;

弯曲控制单元(18c),其对所述第一弯曲部的弯曲状态和第二弯曲部的弯曲状态分别独立地进行控制;

所述该第一弯曲部(14)由沿所述管体(12)的圆周方向的等间隔角度配置的第一人工肌肉(14a,14b,14c,14d)和分别设置在所述第一人工肌肉(14a,14b,14c,14d)的外表面的第一形变传感器(21a,21b,21c,21d)构成;

所述该第二弯曲部(15)由沿所述管体(12)的圆周方向的等间隔角度配置的第二人工肌肉(15a,15b,15c,15d)和分别设置在所述第二人工肌肉(15a,15b,15c,15d)的外表面的第二形变传感器(22a,22b,22c,22d)构成;

所述弯曲控制单元根据从所述弯曲操作单元输出的指示信号和所述弯曲部在弯曲状态时从所述形变传感器输出的测定结果,通过生成弯曲动作电压使得所述第一弯曲部和所述第二弯曲部向预定的方向弯曲。

2. 如权利要求1所述的内窥镜处置工具,其特征在于,

所述人工肌肉和所述形变传感器以90度间隔、120度间隔、或180度间隔之中的任一种角度等间隔地进行配置。

3. 如权利要求2所述的内窥镜处置工具,其特征在于,

设置在所述第一弯曲部上的所述人工肌肉和所述形变传感器、以及设置在所述第二弯曲部上的所述人工肌肉和所述形变传感器,在截面内以相同相位进行配置。

4. 如权利要求2所述的内窥镜处置工具,其特征在于,

设置在所述第一弯曲部上的所述人工肌肉和所述形变传感器、以及设置在所述第二弯曲部上的所述人工肌肉和所述形变传感器,在截面内以不同相位进行配置。

内窥镜处置工具和内窥镜用处置工具装置

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜处置工具和具有该内窥镜处置工具的内窥镜用处置工具装置，所述内窥镜处置工具通过内窥镜插入在体腔内的管腔中，并可以进行适合管腔的走行形状的插入操作。

背景技术

[0002] 以往，向体腔内插入内窥镜来进行体腔内的观察，或者，通过设置在该内窥镜中的处置工具贯穿管路插入各种处置工具来进行各种处置。

[0003] 例如，在从十二指肠的乳头将造影剂注射到胆管或胰管，一边确认胆管或胰管的复杂的走行形状一边进行处置的情况下，使处置工具从插入十二指肠的内窥镜插入部的前端部侧面突出。此时，手术操作者必须朝向从设置在内窥镜插入部的观察窗仰视乳头的方向地进行处置工具的插入操作。

[0004] 因此，在内窥镜插入部的前端部，使处置工具的导出方向变化，即，设置顶起台，用于使处置工具朝向乳头部方向导出。手术操作者通过调整顶起台的顶起角度，来将处置工具从乳头插入到胆管或胰管中。

[0005] 在日本特开平 6-63004 号公报中，公开了这样的医疗用管，为了沿胆管或胰管的走行形状进行插入操作，在处置工具的前端部设置了弯曲部。该医疗用管由以下部分构成：柔软的第一多孔管，其形成前端侧的弯曲部；硬度高的第二多孔管，其接合于第一多孔管的后端；两根形状记忆合金线材，它们沿第一多孔管的轴向对置地配置。根据该结构，通过加热形状记忆合金线材使其长度收缩，或者，通过冷却使其伸长，由此来使第一多孔管向两个方向弯曲。

[0006] 即，在上述医疗用管中，利用形状记忆合金线材的收缩和伸长特性，使第一多孔管向两个方向弯曲，从而将该医疗用管沿着胆管或胰管的形状进行插入。

[0007] 但是，日本特开平 6-63004 号公报中提出的医疗管，在加热形状记忆合金线材使其变形为某一形状之后，必须进行冷却使其快速地返回到原来形状。因此，在医疗管中，必须具有冷却形状记忆合金线材的机构，这成为使该医疗管的外径变粗的主要原因。

[0008] 即，在沿着胆管或胰管的复杂走行形状进行插入的处置工具中，期望使外径形成细直径。

发明内容

[0009] 本发明鉴于上述状况而完成的，其目的在于提供一种外径细的可以容易地进行向复杂走行形状的管腔内的插入操作的内窥镜处置工具，以及内窥镜用处置工具装置。

[0010] 本发明的内窥镜处置工具，其具有：长的管体，其具有可插入体腔内的挠性部件；第一弯曲部，其设置在上述管体的前端部分，使上述管体相对于轴向弯曲；第二弯曲部，其连续设置在上述第一弯曲部的基端侧，使上述管体相对于轴向弯曲；以及弯曲控制单元，其使上述第一弯曲部和第二弯曲部分别独立地进行弯曲。

附图说明

[0011] 图 1 是说明由内窥镜处置工具和内窥镜构成的内窥镜用处置工具装置的结构图。

[0012] 图 2 是表示内窥镜处置工具的前端部的结构的局部剖面图。

[0013] 图 3 是沿图 2 中的 A-A 线的剖面图。

[0014] 图 4 是沿图 2 中的 B-B 线的剖面图。

[0015] 图 5 是表示从箭头 C 方向观察图 2 中的内窥镜处置工具时,其前端面的结构的正视图。

[0016] 图 6 是说明插入操作内窥镜用处置工具装置时的控制动作示例的流程图。

[0017] 图 7 是在第一弯曲部与第二弯曲部之间具有 45 度的相位差,在配置了具有形变传感器的人工肌肉的结构中,说明第一弯曲部的具有形变传感器的人工肌肉的配置位置的剖面图。

[0018] 图 8 是在第一弯曲部与第二弯曲部之间具有 45 度的相位差,在配置了具有形变传感器的人工肌肉的结构中,说明第二弯曲部的具有形变传感器的人工肌肉的配置位置的剖面图。

具体实施方式

[0019] 下面参照附图,对本发明的实施方式详细进行说明。

[0020] 利用图 1,对本发明的实施方式的内窥镜用处置工具装置 10 进行说明。内窥镜用处置工具装置 10 具有内窥镜处置工具 11,该内窥镜处置工具 11 通过内窥镜装置 1 被插入到体腔内的目标部位。

[0021] 内窥镜装置 1 的结构具有:插入部 2,其被插入到体腔内;操作部 3,其设置在插入部的基端侧;通用线缆 4,其从操作部 3 延伸出来。外部设备 5 被连接到通用线缆 4 的端部。插入部 2 从前端侧起依次具有:前端部 2a;弯曲部 2b,其例如向上下左右弯曲;以及长的挠性管部 2c,其由挠性部件形成。操作部 3 兼用作手术操作者把持的把持部,其设置有:弯曲旋钮 3a,其用于对弯曲部 2b 进行弯曲操作;送水送气按钮 3b 和抽吸按钮 3c,它们用于从前端部 2a 进行送水、送气和抽吸。并且,在操作部 3 的插入部 2 侧设置有处置工具插入部 6。

[0022] 虽然省略了图示,但在插入部 2 的前端部 2a 设置有:摄像光学系统,其具有作为摄像元件的 CCD 和光学透镜等;照明光学系统,其照射照明光;喷嘴,其用于清洗摄像光学系统等的光学透镜的表面;前方送水孔;处置工具突出孔;以及处置工具顶起台等。并且,图 1 所示的内窥镜装置 1 是侧视型内窥镜,在前端部 2a 的侧面设置有上述的摄像光学系统和照明光学系统,处置工具突出孔也形成在前端部 2a 的侧面。并且,处置工具顶起台具有这样的结构:使从前端部 2a 的处置工具突出孔向外部突出的处置工具的导出方向,从图中的侧方向上方变化。

[0023] 虽然省略了图示,但在插入部 2 的挠性管部 2c 内设置有处置工具贯穿管路 2d,在该处置工具贯穿管路 2d 中贯穿:信号电缆,其传送用于上述摄像光学系统的 CCD 的驱动的信号和摄像信号;导光缆,其将照明光导光到照明光学系统;弯曲线,其与弯曲部 2b 和弯曲旋钮 3a 连接;以及用于送水、送气和抽吸的各种管等,并且该处置工具贯穿管路 2d 将处置

工具插入口 6a 和设置在前端部 2a 上的处置工具突出孔 2e 连通。

[0024] 在通用线缆 4 内贯穿有：上述信号电缆、导光缆、各种管、以及从送水送气按钮和抽吸按钮延伸出来的信号线等。在通用线缆 4 的端部设置有相对于外部设备 5 可自由装拆的连接器 4a。

[0025] 连接器 4a 所连接的外部设备 5 是光源装置 5a 以及视频处理器 5b。光源装置 5a 产生提供给照明光学系统的照明光。视频处理器 5b 进行上述 CCD 驱动信号的供给、以及基于来自 CCD 的摄像信号的影像信号的生成和记录。视频处理器 5b 连接到作为外部设备 5 的监视器 5c 上，利用由该视频处理器 5b 生成的影像信号，在监视器 5c 的屏幕上显示内窥镜图像等。并且，在光源装置 5a 上内置或附带有送水送气泵和抽吸泵。

[0026] 通过将通用线缆 4 的通用连接器 4a 与各设备 5a、5b 连接起来，上述信号线和管则被连接成预定的功能状态。

[0027] 当手术操作者将内窥镜装置 1 的插入部 2 插入到体腔内时，一边观察在监视器 5c 上显示的内窥镜图像一边进行插入。在插入部 2 的前端部 2a 被插入到体腔内的目标部位附近后，内窥镜处置工具 11 从处置工具插入口 6a 经过处置工具贯穿管路 2d，然后从前端部 2a 的处置工具突出孔 2e 突出。

[0028] 此处，对本发明的内窥镜处置工具 11 进行说明。

[0029] 内窥镜处置工具 11 的结构具有：管体 12、压力传感器 13、第一弯曲部 14、第二弯曲部 15、接头 16、压力传感器信号电缆 17、以及控制组件 18。管体 12 是具有贯通孔 12a 的长中空管。贯通孔 12a 成为使导向线（未图示）或探针等处置工具贯穿的贯穿通路、或用于供给 X 射线造影剂等流体的流道。压力传感器 13 是压力测定单元，其在管体 12 的前端部分具体地说是在前端面上设置有例如四个。第一弯曲部 14 在管体 12 的前端部分沿轴向以预定长度设置。第二弯曲部 15 在第一弯曲部 14 的后端侧沿轴向以预定长度设置。接头 16 设置在管体 12 的基端。信号电缆 17 通过将从压力传感器 13、第一弯曲部 14、第二弯曲部 15 延伸出来的信号线（未图示）捆成一束而形成。信号电缆 17 的端部连接到控制组件 18。

[0030] 控制组件 18 是控制单元，其与操纵杆装置 19 以及脚踏开关 20 连接。操纵杆装置 19 是弯曲操作单元，其用于独立地进行第一弯曲部 14 的弯曲操作和第二弯曲部 15 的弯曲操作。脚踏开关 20 是使进退装置 21 动作的进退单元，该进退装置 21 使内窥镜处置工具 11 的管体 12 进退。

[0031] 进退装置 21 设置在内窥镜装置 1 的操作部 3 的处置工具插入部 6 中。进退装置 21 具有夹持管体 12 的一对辊子 21a、21b。辊子 21a、21b 中的任一方通过未图示的电动机而正转和反转。在由一对辊子 21a、21b 夹持管体 12 的状态下，通过电动机的转动，该管体 12 进行进退移动。进退装置 21 具有电极部 21c，该电极部 21c 与设置在处置工具插入部 6 中的接点部 6b 电接触。信号电缆 18a 从接点部 6b 伸出。信号电缆 18a 具有向电动机供给电力的电力线、以及传送指示旋转动作的控制信号的信号线。信号电缆 18a 贯穿在操作部 3 和通用线缆 4 内并延伸到通用连接器 4a，并且通过该通用连接器 4a 连接到控制组件 18。脚踏开关 20 具有开关 20a、20b。第一开关 20a 指示前进动作，第二开关 20b 指示后退动作。通过由手术操作者操作开关 20a、20b，则伴随该操作对控制组件 18 输出指示预定动作的信号。然后，从控制组件 18 对进退装置 21 的电动机输出例如使辊子 21a 旋转的控制信号，从

而使管体 12 进退。

[0032] 内窥镜处置工具 11 的管体 12,通过设置在内窥镜装置 1 的操作部 3 的处置工具插入部 6 内的进退装置 21,被插入到处置工具贯穿管路 2d 内。此外,管体 12 伴随脚踏开关 20 的操作而进退移动。内窥镜处置工具 11 从前端部 2a 的处置工具突出孔 2e 突出,在构成该内窥镜处置工具 11 的管体 12 的前端部设置有第一弯曲部 14 和第二弯曲部 15,该第一弯曲部 14 和第二弯曲部 15,伴随操纵杆装置 19 的操纵杆 19a、19b 的操作进行弯曲动作。从操纵杆装置 19 输出的指示弯曲动作的指示信号通过控制组件 18,输出到对应的弯曲部 14、15。

[0033] 参照图 2 至图 6,对内窥镜处置工具 11 的压力传感器 13、第一弯曲部 14 和第二弯曲部 15 进行说明。

[0034] 在管体 12 的实部 12b 的前端面上,如图 2、图 5 所示,以大约 90 度的间隔配置有例如四个压力传感器 13a、13b、13c、13d。压力传感器 13a、13b、13c、13d 用于在插入到管体 12 的管腔内时,当管体 12 的前端与管腔壁抵接时检测该抵接压力。即,压力传感器 13a、13b、13c、13d 构成为具有当管体 12 的前端面抵接管腔壁等时检测该压力的形状和面积。

[0035] 在管体 12 上设置有:第一弯曲部 14,其以长度尺寸 L 构成;第二弯曲部 15,其与第一弯曲部 14 连续设置,以与该第一弯曲部 14 相同的尺寸 L 构成长度尺寸。在各弯曲部 14、15 上,分别如图 3、图 4 所示以大约 90 度的间隔配置四个弯曲机构部。弯曲机构部是高分子致动器,是所谓的人工肌肉 14a、14b、14c、14d、15a、15b、15c、15d,第一弯曲部 14 具有人工肌肉 14a、14b、14c、14d,第二弯曲部 15 具有人工肌肉 15a、15b、15c、15d。高分子致动器形成为:通过施加电压,使高分子电介质内的阳离子移动到阴极侧,从而由于表面和背面的膨润而产生弯曲变形。人工肌肉 14a、14b、14c、14d、15a、15b、15c、15d 以预定的宽度尺寸 h 和长度 L 形成。并且,从正面观察时,压力传感器 13a、13b、13c、13d,人工肌肉 14a、14b、14c、14d 和人工肌肉 15a、15b、15c、15d,被配置在相同位置,换言之,在截面方向上以相同相位进行配置。

[0036] 在构成第一弯曲部 14 和第二弯曲部 15 的人工肌肉 14a、14b、14c、14d、15a、15b、15c、15d 的外表面上,分别设置有长度尺寸比 L 短的形变传感器 21a、21b、21c、21d、22a、22b、22c、22d。形变传感器是弯曲形状测定单元,当弯曲部 14、15 处于弯曲状态时,测定其弯曲状态。

[0037] 当使第一弯曲部 14 例如向图中的向上方向弯曲变形的情况下,将电压分别施加到人工肌肉 14a、14c 上,使人工肌肉 14a、以及与该人工肌肉 14a 对置的人工肌肉 14c 向彼此相同的方向弯曲。即,并且通过适当地控制施加到第一弯曲部 14 的各人工肌肉 14a、14b、14c、14d 上的电压,可以使该第一弯曲部 14 向上下左右方向弯曲。并且,第二弯曲部 15 也同样地通过适当地控制施加到各人工肌肉 15a、15b、15c、15d 上的电压,而可以使其向上下左右方向弯曲。

[0038] 形变传感器 21a、21b、21c、21d 对设置在第一弯曲部 14 上的人工肌肉 14a、14b、14c、14d 在弯曲动作时产生的形变进行检测。另一方面,形变传感器 22a、22b、22c、22d 对设置在第二弯曲部 15 上的人工肌肉 15a、15b、15c、15d 在弯曲动作时产生的形变进行检测。根据这些形变传感器 21a ~ 21d,22a ~ 22d 检测到的形变,通过控制组件 18 的运算部 18e,计算出各弯曲部 14、15 的弯曲率,并基于该计算结果记录到记录部 18d 中。

[0039] 从管体 12 的接头 16 侧伸出有信号电缆 17。该信号电缆 17 的基端连接到控制组件 18。在信号电缆 17 内包含有电线 17a、17b 以及信号线 13e、17c、17d。电线 17a 与构成第一弯曲部 14 的人工肌肉 14a、14b、14c、14d 分别连接。电线 17b 与构成第二弯曲部 15 的人工肌肉 15a、15b、15c、15d 分别连接。这些电线 17a、17b 提供用于使弯曲部 14、15 进行弯曲动作的弯曲动作电压。

[0040] 相对于此,信号线 13e 与压力传感器 13a、13b、13c、13d 分别连接。信号线 13e 传送由压力传感器 13a、13b、13c、13d 进行检测而得的压力检测信号。信号线 17c 与形变传感器 21a、21b、21c、21d 分别连接,用于传送与弯曲状态对应的检测值。信号线 17d 与形变传感器 22a、22b、22c、22d 分别连接,用于传送与弯曲状态对应的检测值。

[0041] 控制组件 18、操纵杆装置 19、以及脚踏开关 20,是内窥镜用处置工具装置 10 的操作部。操纵杆装置 19 具有:第一操纵杆 19a,其输出对第一弯曲部 14 进行弯曲操作的指示信号;和第二操纵杆 19b,其输出对第二弯曲部 15 进行弯曲操作的指示信号。各操纵杆 19a、19b 根据倾倒操作后的方向与作为其操作量的倾倒角度的差,利用控制组件 18 生成弯曲动作电压,该弯曲动作电压用于控制第一弯曲部 14 或第二弯曲部 15 的弯曲方向和弯曲率。然后,将生成的弯曲动作电压通过电线 17a、17b 施加到第一弯曲部 14 的人工肌肉 14a、14b、14c、14d 上,或者施加到第二弯曲部 15 的人工肌肉 15a、15b、15c、15d 上,使弯曲部 14、15 进行弯曲动作。

[0042] 脚踏开关 20 输出使进退装置 21 进行正转动作的指示信号,以及使其进行反转动作的指示信号。当对第一开关 20a 进行接通 (ON) 操作时,控制组件 18 通过信号电缆 18a 对进退装置 21 的电动机,输出使该电动机正转驱动的控制信号。并且,当第一开关 20a 为断开 (OFF) 状态时,电动机停止驱动。另一方面,当对脚踏开关 20 的第二开关 20b 进行接通 (ON) 操作时,控制组件 18 通过信号电缆 18a 对进退装置 21 的电动机,输出使该电动机反转驱动的控制信号。并且,当第二开关 20b 为断开 (OFF) 状态时,电动机停止驱动。

[0043] 控制组件 18 具有:进退控制部 18b,其是进退控制单元;和弯曲控制部 18c,其是弯曲控制单元。进退控制部 18b,如上所述生成基于来自脚踏开关 20 的指示信号的控制信号,另一方面,其生成基于从上述压力传感器 13a、13b、13c、13d 输出的测定结果的控制信号,使进退装置 21 动作,从而使管体 12 进退。另一方面,弯曲控制部 18c 生成基于从操纵杆装置 19 的操纵杆 19a、19b 输出的指示信号的弯曲动作电压,另一方面,其生成弯曲动作电压,以使对应的弯曲部 14、15 向预定的方向进行弯曲动作,所述弯曲动作电压与这样的检测值对应,该检测值与从上述形变传感器 21a ~ 21d,22a ~ 22d 输出的弯曲状态对应。

[0044] 参照图 6 对由控制组件 18 的进退控制部 18b、以及弯曲控制部 18c 进行的控制示例进行说明。

[0045] 首先,将内窥镜处置工具 11 的管体 12,通过安装在内窥镜装置 1 的处置工具插入部 6 中的进退装置 21,从操作部 3 的处置工具插入口 6a,插入到插入部 2 的处置工具贯穿管路 2d 中。然后,使管体 12 的前端,从插入部 2 的前端部 2a 突出。然后,对设置在前端部 2a 上的处置工具顶起台 (未图示) 进行顶起操作,将管体 12 通过乳头例如插入到胆管内。当在屏幕上确认到管体 12 的前端已插入到胆管内之后,手术操作者对脚踏开关 20 的第一开关 20a 进行接通 (ON) 操作。于是,从控制组件 18 向进退装置 21 输出控制信号,电动机被旋转驱动,管体 12 朝向胆管的深部推进。

[0046] 伴随进退装置 21 的驱动,当管体 12 的推进开始时,开始利用控制组件 18 进行控制。即,如步骤 S1 所示,控制组件 18 获得由设置在管体 12 前端面上的压力传感器 13a、13b、13c、13d 检测到的压力值,并转移到步骤 S2。在步骤 S2 中,控制组件 18 通过运算部 18e 判定从各压力传感器 13a、13b、13c、13d 获得的压力值是否小于阈值,即判定各压力传感器的压力值 \leq 阈值是否成立,并且,判定各压力传感器 13a、13b、13c、13d 的压力值是否大致相同。

[0047] 并且,这里的阈值是不会对管腔壁造成损伤的大小的值。因此,即使在压力值达到了阈值的情况下,胆管壁等不会由于抵接管腔壁的管体 12 的推进而受到损伤。

[0048] 在步骤 S2 中,当管体 12 顺畅地在胆管的直线部分中推进的情况下,各压力传感器 13a、13b、13c、13d 是大致相同的压力值,并且,其压力值为比阈值小的值。与此相对,当管体 12 在胆管的弯曲部分中推进的情况下,管体 12 的前端面的至少一部分与弯曲的胆管壁抵接。于是,压力传感器 13a、13b、13c、13d 中的与胆管壁抵接的例如压力传感器 13a 的检测压力值,成为比其它压力传感器 13b、13c、13d 的检测压力值高的值。由此,控制组件 18 判定前端面的具有压力传感器 13a 的一侧已经与管腔壁抵接。

[0049] 这样,控制组件 18 通过分别比较由各压力传感器 13a、13b、13c、13d 检测到的压力值,来判定管体 12 的前端面是否处于与胆管壁等抵接的状态。

[0050] 在上述步骤 S2 中,在各压力传感器 13a、13b、13c、13d 检测到的压力值小于阈值,并且是相同压力值的情况下,控制组件 18 判定为管体 12 的前端面并没有抵接胆管壁,并转移到步骤 S4。在步骤 S4 中,控制组件 18 从进退控制部 18b 对进退装置 21 输出使其正转驱动的控制信号,并且,获得设置在第一弯曲部 14 上的形变传感器 21a、21b、21c、21d 的检测值,利用运算部 18e 计算出弯曲率 R_n 。即,通过输出正转驱动的控制信号,管体 12 每次推进 Δl_n 。此外,控制组件 18 每当管体 12 推进距离 Δl_n 时,获得设置在第一弯曲部 14 上的各形变传感器 21a、21b、21c、21d 的检测值,根据形变量来计算出第一弯曲部 14 的弯曲率 R_n 。

[0051] 接着,控制组件 18 如步骤 S5 所示,将作为管体 12 的推进量的 Δl_n 相加,判定是否与第一弯曲部 14 的轴向全长 L 相同,或者在该全长以下。在该步骤 S5 中,当判定相加后的 Δl_n 在第一弯曲部 14 的全长 L 以下时,转移到步骤 S1。

[0052] 另一方面,在上述步骤 S2 中,在通过控制组件 18 检测到压力传感器 13a、13b、13c、13d 之中的任一个,具有与阈值相等的压力,或者超过阈值的压力的情况下,该控制组件 18 转移到步骤 S3。在步骤 S3 中,控制组件 18 将检测到了与阈值相等的压力、或者超过阈值的压力的例如压力传感器 13a 的位置显示在屏幕上,或者,将向与压力传感器 13a 的位置相反的方向弯曲的弯曲方向显示在屏幕上,或者敦促进行操纵杆装置 19 的操纵杆 19a 的操作,或者,为了使第一弯曲部 14 向与压力传感器 13a 的位置相反的方向弯曲,而对人工肌肉 14a、14c 施加弯曲动作电压。此时的第一弯曲部 14 的弯曲,成为图 2 所示的管体 12 的直径 d 的 $1/2$ 。

[0053] 在上述步骤 S3 中,使第一弯曲部 14 向与检测到了超过阈值压力的例如压力传感器 13a 的设置位置相反的方向进行弯曲动作后,再次返回步骤 S1。

[0054] 另一方面,在上述步骤 S5 中,当控制组件 18 判定出管体 12 每次 Δl_n 的推进加法值等于或超过第一弯曲部 14 的全长 L 时,转移到步骤 S6。在步骤 S6 中,控制组件 18 在从记录部 18d 提取出第一弯曲部 14 的每推进 Δl_n 时的弯曲率 R_n 的数据后,继续进行管体 12

的推进插入。并且,操纵杆装置 19 的第二操纵杆 19b 的弯曲操作,基于由控制组件 18 提取出的上述第一弯曲部 14 的每推进 Δl_n 的弯曲率 R_n 的数据来进行。这样,基于由控制组件 18 记录在记录部 18d 中的数据,来对第二弯曲部 15 进行弯曲控制。于是,由于第二弯曲部 15 跟踪第一弯曲部 14 进行推进的路,因此,第二弯曲部 15 的弯曲动作可以高效且顺利地进行。

[0055] 如以上说明那样,本发明的实施方式的内窥镜处置工具 11,在插入到管腔内的管体 12 的前端面上设置多个压力传感器 13a、13b、13c、13d,第一弯曲部 14 在管体 12 的轴向上连续设置,并且具有人工肌肉 14a、14b、14c、14d,第 2 弯曲部 15 具有人工肌肉 15a、15b、15c、15d,在第一弯曲部 14 和第二弯曲部 15 上设置有检测各弯曲部 14、15 的弯曲率的形变传感器 21a ~ 21d, 22a ~ 22d。因此,当向复杂弯曲的管腔内进行插入操作时,不会因管体 12 的推进而使管腔壁受到损伤,可以快速且顺利地进行插入操作。

[0056] 并且,如图 2 至图 4 所示,设置在第一弯曲部 14 上的人工肌肉 14a、14b、14c、14d、和设置在它们外表面上的形变传感器 21a、21b、21c、21d,与设置在第二弯曲部 15 上的人工肌肉 15a、15b、15c、15d、和设置在它们外表面上的形变传感器 22a、22b、22c、22d,在截面方向上,配置在相同相位的位置。通过这样进行配置,例如,当向图中的上方向进行弯曲操作的情况下,进行使各弯曲部 14、15 的人工肌肉 14a、14c,人工肌肉 15a、15c 同时收缩的操作。于是,可以极快地进行向上方向的弯曲操作。并且,对于其它方向,通过同时操作相同相位的人工肌肉,可以得到同样的作用和效果。

[0057] 另一方面,也可以这样配置:使如图 7 所示设置在第一弯曲部 14 上的人工肌肉 14a、14b、14c、14d 和设置在它们外表面上的形变传感器 21a、21b、21c、21d,与如图 8 所示设置在第二弯曲部 15 上的人工肌肉 15a、15b、15c、15d 和设置在它们外表面上的形变传感器 22a、22b、22c、22d,在截面内,错开例如 45 度,即改变相位地进行配置。在这样地进行配置的情况下,例如,在向图 7 的右斜上方进行弯曲操作的情况下,使第一弯曲部 14 的人工肌肉 14a、14d 同时收缩,并且使第二弯曲部 15 的人工肌肉 15d 收缩,这样,通过控制 3 条人工肌肉,就可以实现向斜方向的弯曲操作。

[0058] 在上述图 3、图 4 所示的人工肌肉的配置中,在进行向相同斜方向的弯曲操作的情况下,控制第一弯曲部 14 的人工肌肉 14a、14d,以及第二弯曲部 15 的人工肌肉 15a、15d 共计四条人工肌肉。因此,图 7、图 8 中的结构将对设置在控制组件 18 内的控制电路的负载抑制得低。

[0059] 此外,在上述本发明的实施方式中,对在第一弯曲部 14 和第二弯曲部 15 中分别以 90 度的间隔设置四条人工肌肉 14a、14b、14c、14d、15a、15b、15c、15d 的结构示例,进行了说明。但设置人工肌肉的间隔,并不仅限于 90 度,即,并不仅限于四条人工肌肉。例如,也可以以 120 度的间隔设置三条人工肌肉,或者,以 180 度的间隔设置两条人工肌肉。即,只要将人工肌肉配置成可使管体 12 的前端部分向上下方向、或左右方向弯曲即可。

[0060] 此外,第一弯曲部 14 和第二弯曲部 15 以其弯曲机构部为人工肌肉,即高分子致动器。但是,弯曲机构部并不仅限于人工肌肉,也可以是由形状记忆合金构成的进行弯曲动作的结构,或通过空气压力进行弯曲动作的空气压力致动器,或通过牵引线而进行弯曲动作的线驱动致动器等不需要冷却单元的致动器。

[0061] 此外,也可以使压力传感器 13a、13b、13c、13d 配置在设置于管体 12 的端面的例如

45 度的圆锥面上。

[0062] 这样,根据管体 12 的使用目的、以及弯曲方向的频度等,可以选择最适当的人工肌肉的配置。

[0063] 并且,本发明并不仅限于以上所述的实施方式,在不脱离发明主旨的范围内,可进行各种变形实施。

[0064] 本申请以 2005 年 6 月 14 日在日本国提出申请的特愿 2005-174058 号作为优先权主张的基础进行申请,上述公开的内容被引用在本申请的说明书、权利要求的范围、以及附图中。

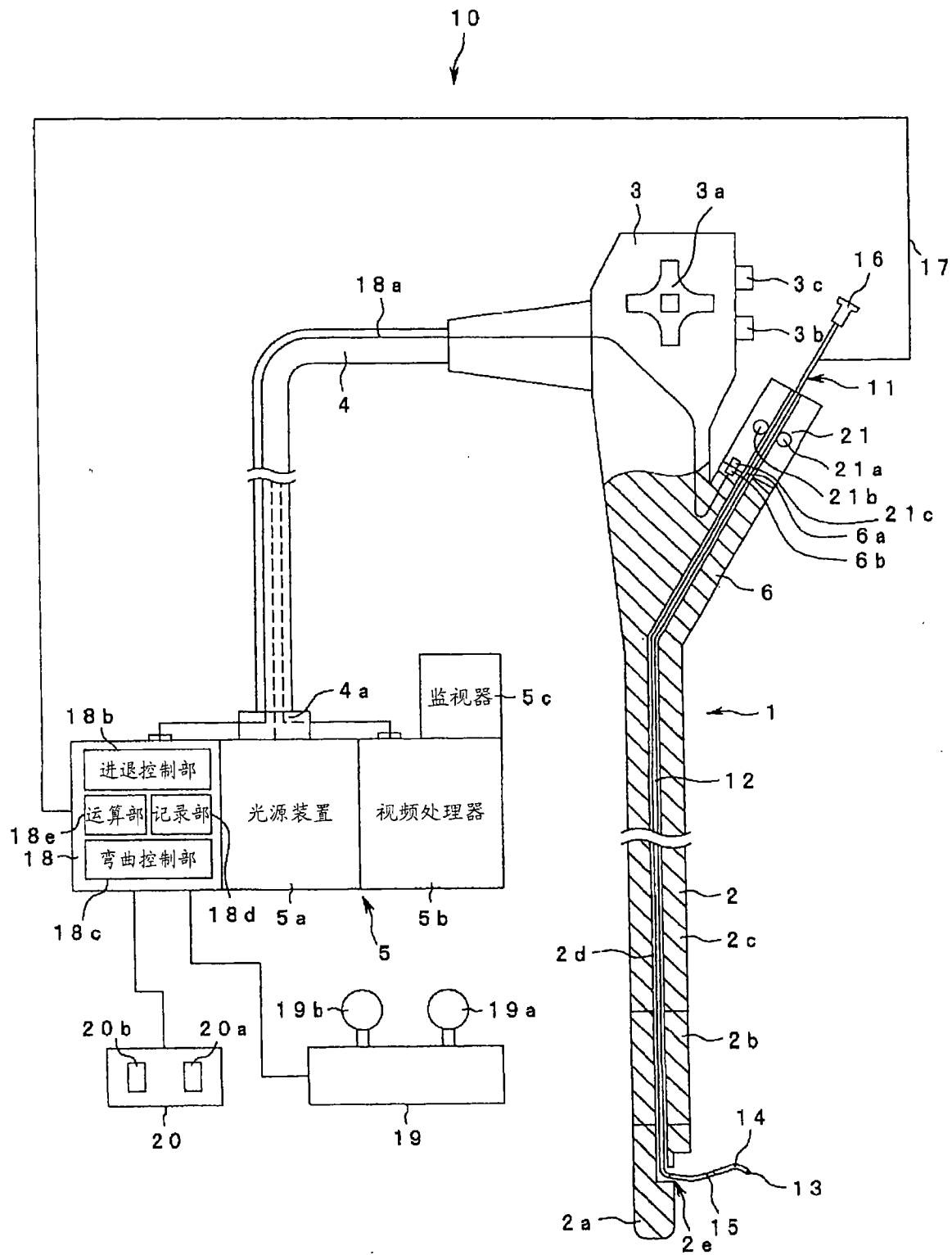


图 1

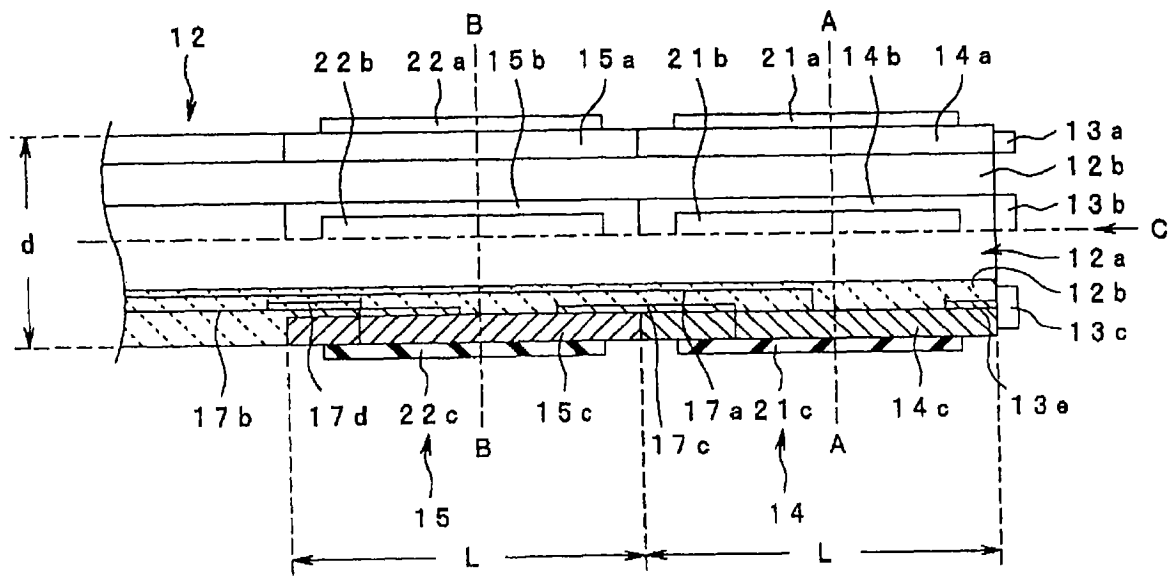


图 2

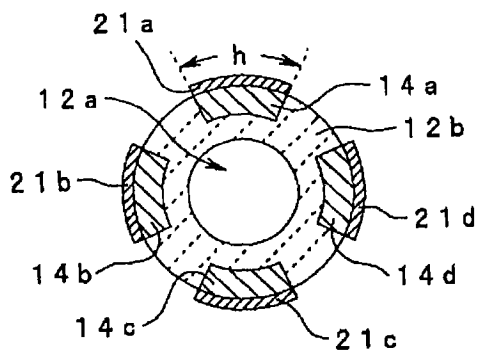


图 3

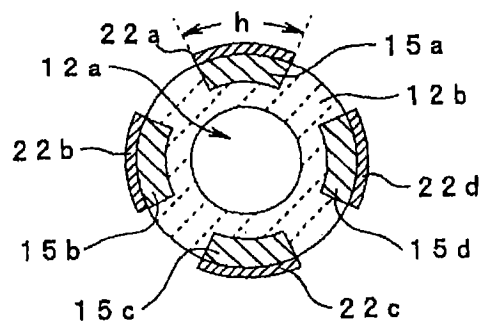
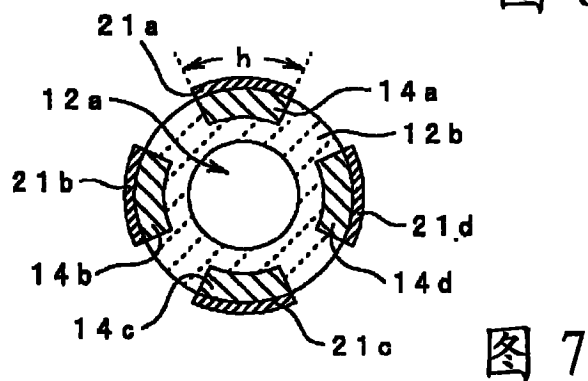
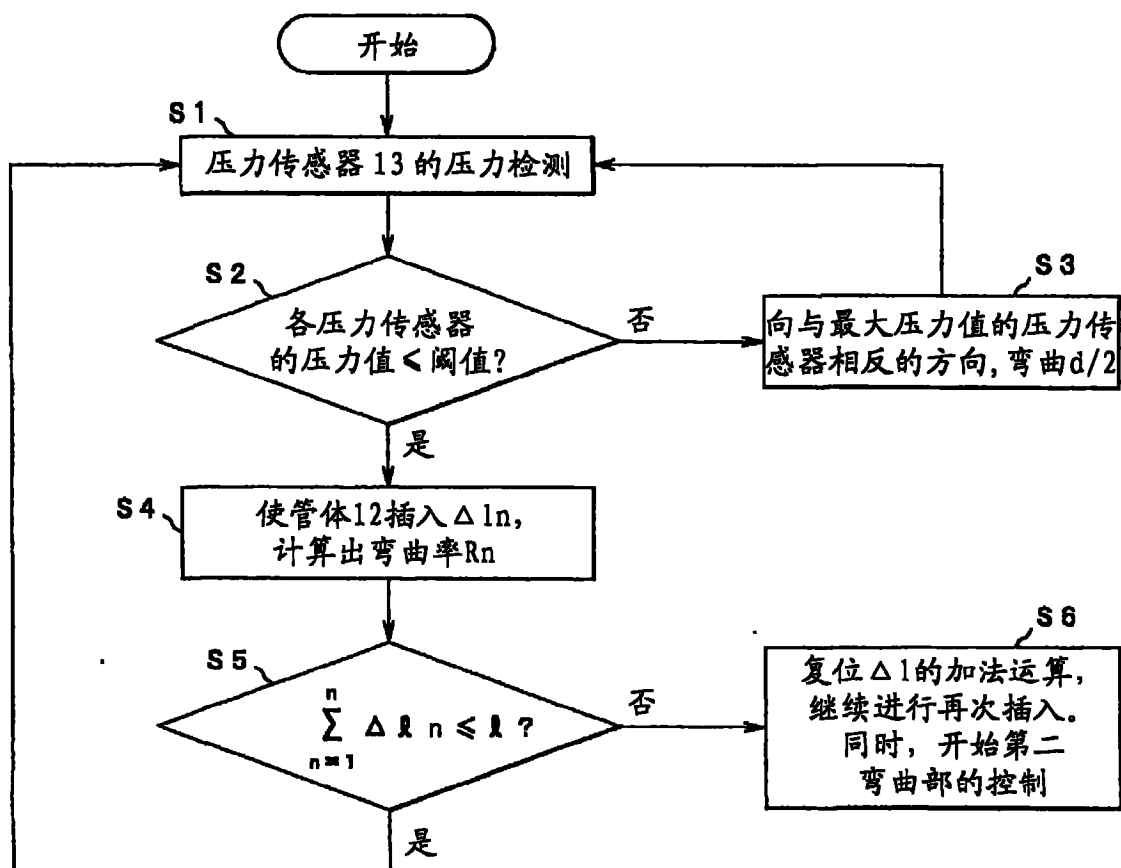
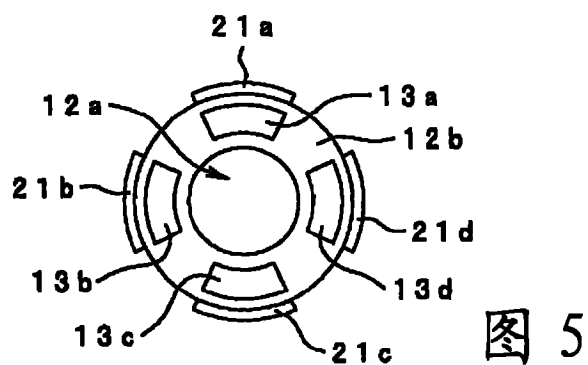


图 4



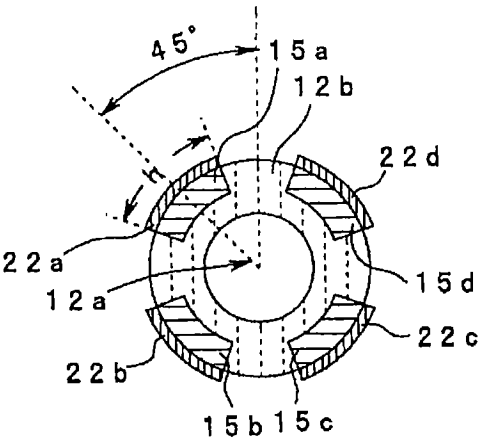


图 8

专利名称(译)	内窥镜处置工具和内窥镜用处置工具装置		
公开(公告)号	CN101198370B	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	CN200680021197.0	申请日	2006-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	石黑努		
发明人	石黑努		
IPC分类号	A61B1/005		
CPC分类号	A61B5/065 A61B5/6885 A61B1/0051		
审查员(译)	陈萌		
优先权	2005174058 2005-06-14 JP		
其他公开文献	CN101198370A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜处置工具和内窥镜用处置工具装置。内窥镜处置工具具有：长的管体，其具有可插入到体腔内的挠性部件；第一弯曲部，其设置在管体的前端部分，使管体相对于轴向弯曲；第二弯曲部，其连续设置在第一弯曲部的基端侧，使管体相对于轴向弯曲；以及弯曲操作部，其使第一弯曲部和第二弯曲部分别独立地进行弯曲。

