



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102573599 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201080045660. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 11. 29

A61B 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-045602 2010. 03. 02 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 04. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/071243 2010. 11. 29

(87) PCT申请的公布数据

W02011/108161 JA 2011. 09. 09

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 梅本义孝 高桥和彦

(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 李辉 于靖帅

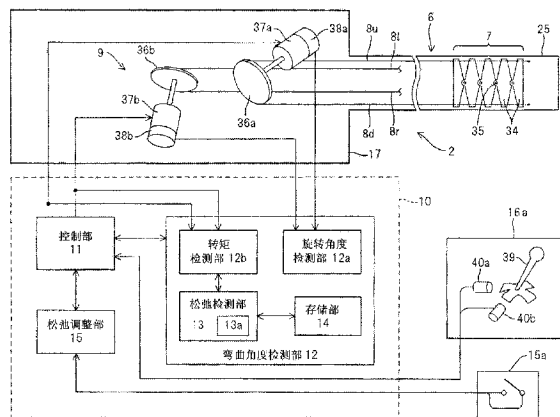
权利要求书 3 页 说明书 17 页 附图 12 页

(54) 发明名称

医疗系统和控制方法

(57) 摘要

医疗系统具有：可动部，其能够进行规定角度范围内的角度的变更；致动器，其进行驱动以通过线的牵引来变更可动部的角度；控制部，其进行致动器的驱动控制；松弛检测部，其检测线是否存在松弛的驱动状态；松弛调整部，其根据松弛检测部的检测结果来调整线的松弛；以及松弛调整指示输入部，其进行线的松弛的调整指示输入，松弛调整部针对线的松弛的调整指示输入调整为规定调整状态。



1. 一种医疗系统,其特征在于,该医疗系统具有:

可动部,其设置在医疗设备中,由转动自如地连接的多个可动部件构成,能够进行至少1个平面上的规定角度范围内的角度的变更;

致动器,其设置在所述医疗设备中,用于进行驱动以通过与所述可动部连接的线的牵引来变更所述可动部的角度;

控制部,其进行所述致动器的驱动控制;

松弛检测部,其检测所述线是否存在松弛的驱动状态;

松弛调整部,其根据所述松弛检测部的所述线是否存在松弛的检测结果,调整所述线的松弛;以及

松弛调整指示输入部,其用于对所述松弛调整部进行所述线的松弛的调整指示输入,

所述松弛调整部在进行了所述松弛的调整指示输入时,在牵引所述线以使所述可动部的角度在彼此相反的2个方向上往复的情况下,根据由所述松弛检测部检测到的、至少针对所述2个方向的所述线的松弛的检测结果,调整为针对1个方向使所述线没有松弛、或者针对所述2个方向使所述线为相同松弛量的规定调整状态。

2. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛检测部通过检测为了变更所述可动部的角度而对所述可动部进行弯曲驱动时对所述致动器施加的负载或对所述线施加的负载,检测所述线的松弛。

3. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛检测部通过检测为了变更所述可动部的角度而对所述可动部进行弯曲驱动时的所述致动器的驱动力量或电流值而检测对该致动器施加的负载、或通过检测作用于所述线的张力而检测对该线施加的负载,由此检测所述线的松弛。

4. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述致动器利用通过旋转来牵引所述线的电动机构成。

5. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述医疗设备利用具有插入部的内窥镜构成,该插入部被插入被检体内,且设有弯曲角度被进行变更的弯曲部作为所述可动部。

6. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述医疗设备利用对被检体进行治疗用处置的处置器械构成,所述处置器械设有弯曲角度被进行变更的弯曲部作为所述可动部。

7. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛调整指示输入部利用开关构成。

8. 根据权利要求5所述的医疗系统,其特征在于,

所述内窥镜具有摄像元件,所述医疗系统还具有进行针对所述摄像元件的信号处理的信号处理装置,与针对所述信号处理装置的信号处理的指示输入连动地,进行所述松弛调整指示输入部的所述松弛调整指示输入。

9. 根据权利要求1所述的医疗系统,其特征在于,

在解除了所述致动器的驱动的初始状态下的所述可动部的初始角度为所述规定角度范围内的大致中央的设定的情况下,所述松弛调整部调整所述线的松弛,以使得针对夹着所述初始角度的所述2个方向,所述线的松弛量相等。

10. 根据权利要求 1 所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛调整部进行调整,以使得针对夹着解除了所述致动器的驱动的初始状态下的所述可动部的初始角度的所述 2 个方向中的一个方向,消除所述线的松弛量。

11. 根据权利要求 5 所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛调整部根据在进行了所述松弛的调整指示输入时在变更了所述弯曲部的弯曲角度以使所述弯曲部在彼此相反的所述 2 个方向上往复的情况下由所述松弛检测部检测到的、针对所述 2 个方向的所述线的松弛的检测结果,调整为针对所述 1 个方向使所述线没有松弛、或者针对所述 2 个方向使所述线为相等松弛量的所述规定调整状态。

12. 根据权利要求 5 所述的医疗系统,其特征在于,

所述内窥镜具有摄像元件,所述医疗系统还具有进行针对所述摄像元件的信号处理、并生成显示在显示装置中的内窥镜图像的影像信号的信号处理装置,所述信号处理装置在所述影像信号上重叠所述松弛调整部的松弛调整结果,与所述内窥镜图像一起,通过所述显示装置进行显示。

13. 根据权利要求 4 所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛调整部根据在通过所述电动机使所述可动部在作为彼此相反的所述 2 个方向的规定方向和该规定方向的相反方向上旋转的情况下由所述松弛检测部检测到的、分别去除了针对所述规定方向和所述相反方向的所述线的松弛后的 2 个旋转角度的检测结果,调整为所述规定调整状态。

14. 根据权利要求 13 所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛调整部根据在所述规定方向和所述相反方向上以多次往复的方式旋转的情况下检测到的所述 2 个旋转角度的多次的平均值的检测结果,调整为所述规定调整状态。

15. 根据权利要求 4 所述的医疗系统,其特征在于,

所述医疗系统还具有存储部,该存储部与时间信息一起,以时间序列存储通过所述电动机驱动所述可动部的驱动状态下的所述电动机的转矩和旋转角度、所述可动部的旋转角度的信息。

16. 根据权利要求 4 所述的医疗系统,其特征在于,

所述医疗系统还具有:特性存储部,其存储所述电动机的旋转角度与所述可动部的旋转角度的特性;以及校正部,其根据所述松弛调整部的所述线的松弛调整结果,对存储在存储部中的所述电动机的旋转角度与所述可动部的旋转角度的特性进行校正。

17. 根据权利要求 15 所述的医疗系统,其特征在于,

所述松弛调整部在未进行来自所述调整指示输入部的所述松弛的调整指示输入的情况下,也根据所述松弛检测部的检测结果,对所述线的松弛进行调整,进而,根据松弛的调整结果对所述存储部的所述信息进行更新。

18. 一种控制方法,该控制方法对致动器的动作进行控制,该致动器用于进行驱动以通过线的牵引动作来变更弯曲部的弯曲角度,该控制方法的特征在于,具有以下步骤:

松弛检测步骤,检测所述线是否存在松弛的驱动状态;

第 1 松弛调整步骤,根据所述松弛检测步骤的所述线的松弛的检测结果,调整所述线的松弛;

指示输入步骤,进行所述线的松弛调整的指示输入;以及

第 2 松弛调整步骤,根据所述指示输入步骤的所述线的松弛调整的指示输入,在牵引所述线以使所述弯曲部的弯曲角度在彼此相反的 2 个方向上往复的情况下,根据由所述松弛检测步骤检测到的、针对所述 2 个方向的所述线的松弛的检测结果,调整为使所述线的松弛为已知松弛量的规定调整状态。

19. 根据权利要求 18 所述的控制方法,其特征在于,

所述控制方法还具有校正步骤,在该校正步骤中,根据所述第 1 松弛调整步骤的所述线的松弛的调整结果,对所述致动器牵引所述线时的驱动量与所述弯曲部的所述弯曲角度的动作特性进行校正。

20. 根据权利要求 18 所述的控制方法,其特征在于,

在所述第 2 松弛调整步骤中,根据所述线的松弛调整的指示输入,根据在通过所述致动器牵引所述线以使所述弯曲部的所述弯曲角度在彼此相反的 2 个方向上往复的情况下由所述松弛检测步骤检测到的、分别去除了针对所述 2 个方向的所述线的松弛后的 2 个驱动量的检测结果,调整为针对 1 个方向使所述线没有松弛、或者针对所述 2 个方向使所述线为相等松弛量。

21. 根据权利要求 18 所述的控制方法,其特征在于,

所述致动器利用进行旋转驱动的电动机构成,在所述第 2 松弛调整步骤中,根据所述线的松弛调整的指示输入,根据在通过所述电动机牵引所述线以使所述弯曲部的所述弯曲角度在彼此相反的 2 个方向上往复从而在 2 个旋转方向上旋转的情况下由所述松弛检测步骤检测到的、分别去除了针对所述 2 个方向的所述线的松弛的所述 2 个旋转方向的 2 个旋转角度的检测结果,调整为针对 1 个方向使所述线没有松弛、或者针对所述 2 个方向使所述线为相等松弛量。

医疗系统和控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及具有利用线的牵引来驱动弯曲部等可动部的角度的医疗设备的医疗系统和控制方法。

背景技术

[0002] 近年来,开发了具有可弯曲的弯曲部的各种医疗装置。例如,在医疗领域中,广泛使用在被插入体内的插入部的前端侧具有弯曲部的内窥镜和处置器械。

[0003] 并且,使用在设于内窥镜中的处置器械通道中贯穿插入的处置器械,对体内的病变部等进行处置。并且,在内窥镜的观察下,有时不使用处置器械通道来进行处置器械的处置。

[0004] 并且,为了提高操作性,具有对弯曲部进行电驱动的驱动单元(致动器)的有源处置器械等已经实用化。在将弯曲部设置在其前端侧的有源处置器械等医疗装置中,采用如下结构:经由角度线(以下简称为线)连接弯曲部和驱动单元,通过设置在近前侧的驱动单元对线进行牵引驱动,由此,对前端侧的弯曲部进行驱动。

[0005] 在采用这种结构的情况下,在弯曲部与近前侧的驱动单元之间的具有挠性的细长部件内贯穿插入的线能够在屈曲状态下插入体腔内,所以在该构造上,很难完全避免线产生松弛的情况。并且,由于该松弛,产生近前侧的驱动单元的驱动量与前端侧的弯曲部的动作量不一致的情况。

[0006] 因此,例如,在作为第1现有例的日本国特开2000-300511号公报的内窥镜中,为了去除在线中产生的松弛,设置对作用于线的张力进行检测的张力传感器,使用通过该张力传感器检测到的张力信息来控制松弛。

[0007] 并且,在作为第2现有例的日本国特开2007-283115号公报的控制装置中公开了如下内容:为了提高针对操作指令的对弯曲部进行弯曲驱动的响应性,在线松弛的情况下去除该松弛。

[0008] 但是,一般地,在牵引线而使弯曲部弯曲的情况下,存在必须考虑被过去的弯曲驱动状态影响的滞后特性的情况。

[0009] 因此,如上述第1现有例那样,当进行张力传感器等的松弛检测而进行弯曲控制时,在反复进行牵引、张弛的情况下,由于滞后特性,容易在弯曲指示与实际的弯曲部的弯曲量之间蓄积偏差。

[0010] 并且,在第2现有例的情况下,在反复进行牵引、张弛的情况下,由于滞后特性,容易在弯曲指示与实际的弯曲部的弯曲量之间蓄积偏差。因此,在反复进行牵引、张弛的情况下,弯曲控制的精度降低。

[0011] 因此,期望如下的系统和方法:在反复进行牵引、张弛的情况下,进行与滞后特性对应的松弛调整,能够进行高精度地变更弯曲部等可动部的角度的驱动控制。

[0012] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供在反复进行牵引、张弛的情况下也能够高精度地进行变更角度的驱动控制的医疗系统和控制方法。

发明内容

[0013] 用于解决课题的手段

[0014] 本发明的医疗系统具有：可动部，其设置在医疗设备中，由转动自如地连接的多个可动部件构成，能够进行至少 1 个平面上的规定角度范围内的角度的变更；致动器，其设置在所述医疗设备中，用于进行驱动以通过与所述可动部连接的线的牵引来变更所述可动部的角度；控制部，其进行所述致动器的驱动控制；松弛检测部，其检测所述线是否存在松弛的驱动状态；松弛调整部，其根据所述松弛检测部的所述线是否存在松弛的检测结果，调整所述线的松弛；以及松弛调整指示输入部，其用于对所述松弛调整部进行所述线的松弛的调整指示输入，所述松弛调整部在进行了所述松弛的调整指示输入时，在牵引所述线以使所述可动部的角度在彼此相反的 2 个方向上往复的情况下，根据由所述松弛检测部检测到的、至少针对所述 2 个方向的所述线的松弛的检测结果，调整为针对 1 个方向使所述线没有松弛、或者针对所述 2 个方向使所述线为相同松弛量的规定调整状态。

[0015] 本发明的控制方法对用于进行驱动以通过线的牵引动作来变更弯曲部的弯曲角度的致动器的动作进行控制，该控制方法具有以下步骤：松弛检测步骤，检测所述线是否存在松弛的驱动状态；第 1 松弛调整步骤，根据所述松弛检测步骤的所述线的松弛的检测结果，调整所述线的松弛；指示输入步骤，进行所述线的松弛调整的指示输入；以及第 2 松弛调整步骤，根据所述指示输入步骤的所述线的松弛调整的指示输入，在牵引所述线以使所述弯曲部的弯曲角度在彼此相反的 2 个方向上往复的情况下，根据由所述松弛检测步骤检测到的、针对所述 2 个方向的所述线的松弛的检测结果，调整为使所述线的松弛为已知松弛量的规定调整状态。

附图说明

[0016] 图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的内窥镜系统的整体结构的框图。

[0017] 图 2 是示出图 1 的内窥镜等的外观形状的图。

[0018] 图 3 是示出内窥镜和控制部的结构的图。

[0019] 图 4 是示出第 1 实施方式的由控制部进行的整体的控制顺序的流程图。

[0020] 图 5 是示出对弯曲部和驱动部进行简化的模型的图。

[0021] 图 6 是使用图 5 的模型示出使电动机旋转而对弯曲部进行弯曲驱动时的代表性的弯曲状态的图。

[0022] 图 7 是使用图 5 的模型示出反复进行使电动机旋转而将弯曲部弯曲驱动到一个弯曲角度后、弯曲驱动到相反方向的弯曲角度的动作时的转矩的时间变化的状况的图。

[0023] 图 8 是示出与图 7 的情况对应的旋转角度和弯曲角度的说明图。

[0024] 图 9 是示出图 4 的对松弛进行调整的處理的具体例的流程图。

[0025] 图 10 是使用模型说明图 9 的處理的说明图。

[0026] 图 11 是使用旋转角度和弯曲角度示出图 9 的處理内容的说明图。

[0027] 图 12 是示出本发明的第 2 实施方式的内窥镜系统的整体结构的框图。

[0028] 图 13 是示出第 2 实施方式的对松弛进行调整的處理的具体例的流程图。

[0029] 图 14 是第 2 实施方式的第 1 变形例的具有处置器械的医疗系统的结构图。

[0030] 图 15 是示出第 2 实施方式的第 2 变形例的一部分结构的结构图。

具体实施方式

[0031] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0032] (第 1 实施方式)

[0033] 如图 1 所示,本发明的第 1 实施方式的内窥镜系统 1 具有:内置有摄像元件的作为医疗设备的内窥镜 2、对该内窥镜 2 供给照明光的光源装置 3、对摄像元件进行信号处理的作为信号处理部的处理器 4、以及通过输入由该处理器 4 生成的影像信号而显示由摄像元件 29(参照图 2) 摄像的图像作为内窥镜图像的显示装置 5。

[0034] 并且,该内窥镜 2 在插入部 6(参照图 2) 的前端侧设有弯曲自如的作为可动部的弯曲部 7,该弯曲部 7 经由成对的线 8a、8b 与驱动部 9 连接,该驱动部 9 构成远程驱动弯曲部 7 的致动器。

[0035] 并且,该内窥镜系统 1 具有对驱动部 9 的驱动动作进行控制的控制部 11、对弯曲部 7 的弯曲角度进行检测的弯曲角度检测部 12、以及经由控制部 11 对线 8a、8b 的松弛进行调整(或校正)的松弛调整部 15。

[0036] 弯曲角度检测部 12 具有:松弛检测部 13,其根据驱动部 9 的驱动状态,检测(或判定)线 8a、8b 是否存在松弛的驱动状态;以及存储部 14,其预先存储驱动部 9 和被弯曲驱动的弯曲部 7 的(弯曲驱动的)动作特性或动作参数的信息。

[0037] 另外,驱动部 9 由如后所述被旋转驱动的电动机 37a、37b 构成。并且,如图 3 所示,对弯曲部 7 的弯曲角度进行检测的弯曲角度检测部 12 具有:旋转角度检测部 12a,其作为对驱动部 9 的驱动量进行检测的驱动量检测单元,对构成驱动部 9 的电动机 37a、37b 的旋转角度进行检测;以及转矩检测部 12b,其作为对驱动部 9 的驱动力量进行检测的驱动力量检测单元,对电动机 37a、37b 的转矩进行检测。

[0038] 旋转角度检测部 12a 通过作为对电动机 37a、37b 的旋转移位量进行检测的编码器 38(以 38a、38b 为代表)的输出信号的检测信号,对电动机 37a、37b 的旋转角度进行检测,转矩检测部 12b 根据驱动电动机 37a、37b 的驱动信号的电流值,对作为旋转的驱动力量(力的力矩)的转矩进行检测。

[0039] 并且,松弛检测部 13 通过检测对构成致动器的驱动部施加的负载或对线 8a、8b 施加的负载,检测是否是线 8a、8b 存在松弛的驱动状态。

[0040] 在本实施方式中,松弛检测部 13 通过将转矩检测部 12b 对电动机 37a、37b 的转矩检测值与为了检测(判定)松弛而设定的正的转矩阈值 T_{th} 进行比较,检测线 8a、8b 是否存在松弛(的驱动状态)。即,松弛检测部 13 检测是转矩的检测值的绝对值为阈值 T_{th} 以上的没有松弛,还是小于阈值 T_{th} 的存在松弛。

[0041] 另外,也可以代替转矩的检测值而检测电流值,将检测到的电流值与为了检测(判定)松弛而设定的阈值进行比较,检测是检测到的电流值为阈值以上的没有松弛,还是小于阈值的存在松弛。

[0042] 并且,在控制装置 10 上连接有供手术者等用户进行弯曲部 7 的弯曲指示输入的指示输入部 16、以及作为用于对松弛调整部 15 进行线 8a、8b 的松弛调整指示输入的松弛调整指示输入部的、例如由接通/断开的开关构成的校准按钮(校正按钮)15a。

[0043] 当用户操作了校准按钮 15a 后, 松弛调整部 15 进行经由控制部 11 来调整线 8a、8b 的松弛的动作, 使用松弛检测部 13 检测该时刻的驱动状态下有无松弛以及存在松弛时的松弛量。然后, 在存在松弛的情况下, 松弛调整部 15 根据松弛检测部 13 的检测结果, 调整为没有松弛、或成为已知松弛量的规定调整状态。

[0044] 另外, 在图 1 和图 2 中, 松弛调整部 15 示出经由控制部 11 而利用松弛检测部 13 的检测结果的构造, 但是, 也可以采用不经由控制部 11 而利用松弛检测部 13 的检测结果的构造。

[0045] 在光源装置 3 中设有进行光源装置 3 内的灯的点亮指示的点亮指示开关 3a, 在处理器 4 中设有由该处理器 4 对各种信号处理进行指示输入的指示输入部 4a。用户能够从该指示输入部 4a 进行例如白平衡的调整指示等。

[0046] 图 2 示出内窥镜 2 等的外观。

[0047] 内窥镜 2 具有被插入患者等被检体内的插入部 6、在该插入部 6 的后端设置的操作部 17、从该操作部 17 延伸的通用线缆部 18, 在该通用线缆部 18 的端部设置的连接器 19 以装卸自如的方式与光源装置 3 连接。

[0048] 并且, 从该连接器 19 延伸的第 1 线缆 21 以装卸自如的方式与处理器 4 连接。并且, 从该连接器 19 延伸的第 2 线缆 22 以装卸自如的方式与控制装置 10 连接。

[0049] 并且, 在该控制装置 10 上连接有构成进行弯曲部 7 的弯曲指示输入的指示输入部 16 的操纵杆装置 16a。在该操纵杆装置 16a 上还设有校准按钮 15a。

[0050] 内窥镜 2 的插入部 6 由在其前端设置的前端部 25、在该前端部 25 的后端设置的弯曲自如的弯曲部 7、从该弯曲部 7 的后端达到操作部 17 的前端的具有挠性的挠性部 26 构成。

[0051] 在前端部 25 设有照明窗 27 和观察窗 28, 在照明窗 27 的内侧配置有未图示的照明透镜和光导的前端部。该光导贯穿插入在插入部 6、操作部 17 和通用线缆部 18 内, 光导的后端达到连接器 19。

[0052] 通过将连接器 19 连接到光源装置 3, 照明光从光源装置 3 入射到光导的后端, 该光导传递所入射的照明光, 从照明窗 27 出射所传递的照明光。

[0053] 通过在观察窗 28 设置的物镜, 由照明光照明的被摄体在配置于其成像位置的 CCD 等摄像元件 29 的摄像面上成像。

[0054] 摄像元件 29 经由未图示的信号线与处理器 4 连接。处理器 4 驱动摄像元件 29, 并且, 对由摄像元件 29 进行光电转换后的摄像信号进行信号处理, 生成影像信号并输出到显示装置 5。显示装置 5 显示与影像信号对应的图像、即由摄像元件 29 摄像的图像作为内窥镜图像。

[0055] 并且, 在插入部 6 内设有能够贯穿插入处置器械 31 的通道 32, 该通道 32 的近前侧的端部在插入部 6 的后端附近开口, 作为插入口 32a。

[0056] 手术者从该插入口 32a 插入处置器械 31, 使处置器械 31 的前端侧从通道 32 的前端开口突出, 能够对患部等进行治疗用的处置。

[0057] 图 3 示出弯曲部 7 的构造以及通过对 2 对线 8u、8d 和 8l、8r 的牵引而对该弯曲部 7 进行弯曲驱动的驱动部 9 等的构造。

[0058] 如图 3 所示, 在圆筒形状的插入部 6 中的前端部 25 的后端, 沿着插入部 6 的长度

方向,通过作为(以转动自如的方式进行支承的)枢轴支承部件的铆钉 35,以转动自如的方式连接大致圆环形状的(多个作为可动部件的)多个弯曲块 34,形成弯曲部 7。

[0059] 通过设置铆钉 35 的位置来决定各弯曲块 34 弯曲的方向。在本实施方式中,铆钉 35 交替配置在左右位置和上下位置,因此,弯曲块 34 能够通过左右位置配置的铆钉 35 在与左右位置正交的上下方向的平面内向上下方向弯曲,能够通过上下位置配置的铆钉 35 在与上下位置正交的左右方向的平面内向左右方向弯曲。

[0060] 弯曲部 7 能够从初始状态下的未被弯曲驱动的大致为 0 的弯曲角度(初始角度),向夹着该初始角度的 2 个方向即上下方向和与该上下方向正交的 2 个方向即左右方向弯曲。在以下的说明中,分别将上下方向和左右方向中的可弯曲的规定角度范围内的中央(角度)作为初始状态的初始角度进行说明,但是不限于该情况。

[0061] 另外,在图 3 中,仅简化示出使其向上下方向弯曲的铆钉 35。在插入部 6 内贯穿插入有用于使其向上下方向和左右方向弯曲的 2 对线 8u、8d 和 8l、8r,这些各对的线 8u、8d 和 8l、8r 的前端固定在最前端的弯曲块 34 上,或者固定在固定着最前端的弯曲块 34 的前端部 25 上。

[0062] 成对的线 8u、8d 和 8l、8r 的后端架设在上下弯曲用带轮 36a 和左右弯曲用带轮 36b 上,该上下弯曲用带轮 36a 和左右弯曲用带轮 36b 配置在插入部 6 的后端中被扩径的操作部 17 内。

[0063] 带轮 36a、36b 的旋转中心分别与构成驱动部 9 的电动机(以下简称为电动机)37a、37b 的旋转轴连接,根据来自控制部 11 的驱动信号,电动机 37a、37b 正反自如地旋转。

[0064] 随着电动机 37a、37b 的旋转,各个带轮 36a、36b 也旋转,分别悬架在带轮 36a、36b 上的线 8u、8d 和 8l、8r 分别被牵引、张弛,弯曲部 7 向被牵引的线的方向弯曲驱动。

[0065] 并且,在本实施方式中,在电动机 37a、37b 的旋转轴上设有编码器 38a、38b,编码器 38a、38b 检测基于电动机 37a、37b 或带轮 36a、36b 的旋转角度,输出检测信号。

[0066] 而且,采用如下结构:能够根据电动机 37a、37b 或带轮 36a、36b 的旋转角度等对弯曲部 7 的弯曲角度进行检测。另外,以电气方式对弯曲部 7 进行弯曲驱动的致动器由构成驱动部 9 的电动机 37a、37b、带轮 36a、36b、编码器 38a、38b 构成。

[0067] 驱动电动机 37a、37b 的驱动信号被输入到对电动机 37a、37b 的旋转的驱动力量(力的力矩)即转矩 T 进行检测的转矩检测部 12b。转矩检测部 12b 根据电动机 37a、37b 的电气特性和驱动信号的电流值,检测借助线 8u、8d、8l、8r 对弯曲部 7 进行弯曲驱动的转矩 T 。

[0068] 另外,在图 2 中示出经由线缆 22 连接内窥镜 2 和控制装置 10 的结构,但是不限于该结构,例如也可以采用在操作部 17 内设置控制装置 10 的结构。

[0069] 在使上述带轮 36a、36b 旋转的情况下,与带轮 36a、36b 的旋转角度(旋转量)对应地决定线 8u、8d、8l、8r 的牵引量,并且,弯曲部 7 根据牵引量而弯曲。因此,通过检测电动机 37a、37b 或带轮 36a、36b 的旋转角度,基本上能够检测弯曲部 7 的弯曲角度。

[0070] 在本实施方式中,例如,旋转角度检测部 12a 使用安装在电动机 37a、37b 的旋转轴上的编码器 38a、38b 的检测信号,检测电动机 37a、37b 或带轮 36a、36b 的旋转角度。并且,采用根据电动机 37a、37b 或带轮 36a、36b 的旋转角度来估计弯曲部 7 的弯曲角度的结构。

[0071] 但是,由于在线 8u、8d、8l、8r(以下利用 8a 代表 8u 或 8l、利用 8b 代表 8d 或 8r)上产生伴有松弛的驱动状态,所以在本实施方式中,检测该松弛的有无,适当对该松弛进行调整或校正。

[0072] 并且,构成指示输入部 16 的例如操纵杆装置 16a 具有:向上下、左右的任意方向倾斜自如的操纵杆 39、以及分别对该操纵杆 39 中的上下方向和左右方向的倾斜角度进行检测的编码器 40a、40b。

[0073] 通过该操纵杆 39 而倾斜的方向为弯曲部 7 的弯曲指示方向,并且,倾斜角度为弯曲部 7 的弯曲角度的指示值。

[0074] 编码器 40a、40b 的检测信号例如被输入到控制部 11。即,从作为弯曲指示输入单元的操纵杆装置 16a 对控制部 11 输入弯曲指示方向和弯曲角度的指示值。

[0075] 然后,该控制部 11 针对指示值,参照存储在存储部 14 中的信息,决定电动机 37a、37b 的旋转角度,使电动机 37a、37b 旋转驱动,以使得由编码器 38a、38b 检测到的电动机 37a、37b 的旋转角度追踪上述指示值。

[0076] 实际上,由于存在线 8a、8b 伴有松弛的情况,所以在本实施方式中,转矩检测部 12b 检测电动机 37a、37b 的转矩 T。松弛检测部 13 对电动机 37a、37b 的转矩 T 和为了判定有无松弛而设定的正转矩阈值 Tth 进行比较,根据该比较结果来判定(检测)是否存在松弛(的驱动状态或动作状态)。

[0077] 根据松弛检测部 13,在存在松弛的检测结果的情况下,控制部 11 对电动机 37a、37b 进行调整,以便去除(该驱动状态下的)线 8a、8b 的松弛。

[0078] 并且,根据松弛检测部 13,在存在松弛的检测结果的情况下,与没有松弛的正常的驱动状态下的动作不同(例如即使电动机 37a 旋转,弯曲部 7 也不旋转),所以松弛检测部 13 借助控制部 11 对电动机 37a、37b 的旋转角度进行校正。

[0079] 即,松弛检测部 13 具有对驱动状态下的(与弯曲部 7 的弯曲角度对应的电动机 37a、37b 的)旋转角度进行校正的校正部 13a 的功能。

[0080] 并且,校正部 13a 进行控制,以便在存储部 14 中,与时间(的信息)一起以时间序列存储电动机 37a、37b 的驱动状态(转矩和旋转角度)以及弯曲部 7 的弯曲角度的信息。这样,通过以时间序列存储驱动状态(也称为动作状态)的信息,能够在各时间以相互关联的方式高精度地管理电动机 37a、37b 的驱动状态和弯曲部 7 的弯曲角度的状态,能够高精度地对弯曲部 7 进行弯曲驱动。

[0081] 另外,图 1、图 3 等所示的模块结构仅示出功能模块的一个结构例,不限于图示的结构例。例如,也可以构成为控制部 11 包含弯曲角度检测部 12、存储部 14、松弛调整部 15 的功能。

[0082] 如上所述,在存储部 14 中,预先存储有在弯曲部 7 的可弯曲范围内将后述的图 8 所示的电动机(带轮)的旋转角度 θ_1 与弯曲部 7 的弯曲角度 θ_b 相互关联起来的动作特性的信息(数据)。存储在该存储部 14 中的动作特性的信息具有历史特性(滞后特性)。

[0083] 当利用图 8(横轴为旋转角度 θ_1 、纵轴为弯曲角度 θ_b)中所示的一个例子示出该信息时,该信息是接近从标号 P1 所示的坐标位置到 P2(A5)、P2 到 P3(A6-A8)、P4 到 P5(A10)、P5 到 P6(A11)所示的菱形的信息(数据)。该数据与如标号 A1-A2、A9、A12 所示的部分那样根据使用环境而变化的松弛的动作特性部分不同。

[0084] 存储部 14 也可以以覆盖弯曲部 7 的可弯曲的弯曲角度范围的方式存储图 8 所示的动作特性（但是，除了松弛部分以外）的信息，但是，也可以存储决定这些动作特性的动作参数。

[0085] 即，可以存储图 8 中的坐标位置 P1 到 P2 (A3-A5) 所示的弯曲角度 θb 相对于旋转角度 $\theta 1$ 的斜率、同样的坐标位置 P4 到 P5 (A11) 所示的斜率、作为基于复原力等的动作特性部分的坐标位置 P2 到 P3 (A6-A8)、P5 到 P6 (A11) 等，作为动作参数的信息。

[0086] 在本实施方式中，存储部 14 预先存储使弯曲部 7 弯曲到规定角度后向相反方向弯曲时、该弯曲部 7 要向相反方向返回时作用的动作特性的信息，作为参照信息（利用图 8 的例子具体示出时，坐标 P2 到 P3 (A6-A8)、P5 到 P6 (A11)），弯曲角度检测部 12 参照该参照信息，根据电动机 37a、37b 的旋转角度，通过估计来检测对应的弯曲角度。

[0087] 这样，在本实施方式中，由于预先存储参照信息，所以在不具有检测弯曲角度的传感器的结构中，与未存储这种参照信息的现有例相比，也能够根据电动机 37a、37b 的旋转角度，高精度地检测（估计）弯曲角度。

[0088] 除此之外，存储部 14 还存储转矩 T 与弯曲角度 θb 的相关信息、用于判定松弛的阈值 Tth 的信息。

[0089] 实际上，受到插入部 6 屈曲的屈曲形状等的影响，线 8a、8b 产生松弛，由于该松弛，旋转角度 $\theta 1$ 和弯曲角度 θb 依赖于使用状况而偏离存储在存储部 14 中的动作特性，所以在本实施方式中，检测该松弛的有无，在存在松弛的情况下，对在弯曲驱动中使用的动作特性的信息进行变更（校正）。

[0090] 例如，假设进行了弯曲驱动的指示输入，以使得通过电动机 37a 使弯曲部 7 在规定方向及其相反方向上往复。针对该指示输入，在控制部 11 驱动电动机 37a 以使其旋转的情况下，由于线 8u、8d 的松弛，电动机 37a 的旋转角度 $\theta 1$ 和弯曲角度 θb 例如如图 8 中的标号 A1 到标号 A2、以及标号 A3-A5、... A12、A13 那样变化。

[0091] 其结果，旋转角度 $\theta 1$ 例如在水平方向上产生在图 8 的标号 A12 所示的部分产生的 a 的旋转角度或 b 所示的旋转角度的偏移，根据该偏移来变更动作特性的信息，例如使其在水平方向上偏移。这样，在具有动作特性依赖于过去的驱动状态而变化的滞后特性的情况下，也变更动作特性的信息，以便成为反映了该滞后特性的动作特性。

[0092] 另外，图 6 示出图 8 中的标号 A1、... A13、A14 中的代表性的弯曲角度状态。在图 6 中示出标号 A1、... A10。

[0093] 作为这种结构的医疗系统的内窥镜系统 1 具有：作为可动部的弯曲部 7，其设置在作为医疗设备的内窥镜 2 中，由转动自如地连接的多个作为可动部件的弯曲块 34 构成，能够进行至少 1 个平面上的规定角度范围内的角度的变更；构成致动器的驱动部 9，其设置在所述内窥镜 2 中，进行驱动以通过与所述弯曲部 7 连接的线 8a、8b 的牵引来变更所述弯曲部 7 的角度；以及进行所述驱动部 9 的驱动控制的作为控制部的控制部 11。

[0094] 并且，内窥镜系统 1 具有：松弛检测部 13，其检测所述线 8a、8b 是否存在松弛的驱动状态；松弛调整部 15，其根据所述松弛检测部 13 的所述线 8a、8b 是否存在松弛的检测结果，调整所述线 8a、8b 的松弛；以及作为松弛调整指示输入部的校准按钮 15a，其用于对所述松弛调整部 15 进行所述线 8a、8b 的松弛的调整指示输入。

[0095] 而且，所述松弛调整部 15 在进行了所述松弛的调整指示输入时，在通过所述驱动

部 9 牵引所述线 8a、8b 使得所述弯曲部 7 的弯曲角度在彼此相反的 2 个方向上往复的情况下,根据由所述松弛检测部 13 检测到的、至少针对所述 2 个方向的所述线 8a、8b 的松弛的检测结果,调整为针对 1 个方向使所述线 8a、8b 没有松弛、或针对所述 2 个方向使所述线 8a、8b 为相等松弛量的规定调整状态。

[0096] 接着,参照图 4 对本实施方式的整体动作进行说明。当接通内窥镜系统 1 各部的电源而开始控制装置 10 的动作后,控制装置 10 进行步骤 S1 的初始设定的处理。

[0097] 在该步骤 S1 中,内窥镜 2 被设定成插入部 6 笔直(直线)的状态、即弯曲部 7 未弯曲的中立或初始状态。通常,该初始状态相当于可弯曲的规定角度范围内的大致中央附近的角度为 0 的状态。控制装置 10 将由电动机 37a、37b 的编码器 38a、38b 检测到的上下方向和左右方向的旋转角度 θ_1 、弯曲部 7 的弯曲角度 θ_b 设置为 0。然后,等待指示输入。

[0098] 在步骤 S2 中,控制装置 10 的控制部 11 判定校准按钮 15a 是否进行了松弛的调整指示输入。

[0099] 在进行了松弛的调整指示输入的情况下,在步骤 S3 中,控制装置 10 的松弛调整部 15 进行调整松弛的处理,然后进入步骤 S4。另外,通过调整松弛的处理,对存储在存储部 14 中的动作特性进行校正,此后,根据该动作特性对弯曲部 7 进行弯曲驱动。

[0100] 另一方面,在没有进行松弛的调整指示输入的情况下,不进行步骤 S3 的处理,转移到步骤 S4 的处理。

[0101] 使用图 9 在后面叙述步骤 S3 的处理。在步骤 S4 中,手术者从操纵杆装置 16a 进行弯曲的指示输入。具体而言,手术者操作操纵杆 39,进行向希望弯曲的弯曲方向倾斜希望弯曲的弯曲角度的操作。

[0102] 于是,如步骤 S5 所示,控制装置 10 的控制部 11 对应于指示输入的弯曲方向和弯曲角度,参照该时刻(的驱动状态)的存储部 14 的动作特性的信息,计算应该使电动机 37a、37b(下面利用 37 代表)旋转的旋转方向(驱动方向)、转矩(驱动力量)、旋转角度。

[0103] 另外,该时刻(的驱动状态)在当前阶段为初始状态,但是,也可以通过图 4 的控制循环,从与初始状态不同的驱动状态进行弯曲指示输入。该情况下,参照在该驱动状态以前校正的动作特性的信息,计算旋转方向、转矩、旋转角度。计算出的转矩、旋转角度成为进行弯曲驱动时的指示值或目标值。

[0104] 在接下来的步骤 S6 中,控制部 11 使电动机 37 旋转驱动,以成为计算出的转矩、旋转角度。并且,如步骤 S7 所示,松弛检测部 13 的校正部 13a 例如以一定周期监视构成驱动部 9 的电动机 37 的驱动状态(旋转角度和转矩)和弯曲部 7 的动作状态(弯曲角度),在存储部 14 中以时间序列存储这些信息。另外,不限于一定周期,也可以与时间的信息一起,在存储部 14 中以时间序列存储这些信息。

[0105] 并且,如步骤 S8 所示,松弛检测部 13 进行松弛的检测。具体而言,如步骤 S9 所示,松弛检测部 13 进行由转矩检测部 12b 检测到的转矩 T 的绝对值是否小于阈值 T_{th} ($T_{th} > 0$) 的比较。

[0106] 在转矩 T 的绝对值小于阈值 T_{th} 的检测结果的情况下,在步骤 S10 中,由于存在松弛,所以松弛检测部 13 进行去除松弛的校正(调整)。具体而言,松弛检测部 13 的校正部 13a 借助控制部 11 使电动机 37 继续旋转驱动。

[0107] 并且,在步骤 S11 中,校正部 13a 针对在步骤 S5 中计算出的旋转角度的值,以为了

在步骤 S10 中去除松弛而旋转的旋转角度量,对从存储部 14 参照的动作特性的信息进行校正。通过参照在步骤 S7 中以时间序列存储的信息,能够高精度地进行该校正。

[0108] 然后,返回步骤 S6 的处理。这样,当存在松弛时,松弛检测部 13(的校正部 13a)进行驱动控制以去除该松弛,并且按照该松弛量对动作特性的信息进行校正(变更)。该情况下,由于在步骤 S7 中以时间序列存储了电动机 37 的驱动状态和弯曲部 7 的动作状态的信息(具体而言为电动机 37 的旋转角度和弯曲部 7 的弯曲角度的信息),所以能够在各时间进行可靠地校正。

[0109] 这样去除松弛后,随着电动机 37 的旋转,其转矩 T (的绝对值)变化,当超过阈值 T_{th} 时,从步骤 S9 进入步骤 S12 的处理。在该步骤 S12 中,弯曲角度检测部 12 判定检测到的转矩 T 是否达到指示值、即是否达到在步骤 S5 中计算出的转矩 T 。

[0110] 在检测到的转矩 T 未达到指示值的情况下,返回步骤 S6 的处理。

[0111] 另一方面,在检测到的转矩 T 达到指示值的转矩的情况下,进入步骤 S13 的处理,在该步骤 S13 中,控制部 11 判定是否进行了内窥镜 2 的内窥镜检查结束的指示输入。

[0112] 在未进行内窥镜检查结束的指示输入的情况下,返回步骤 S2 的处理,进行与步骤 S2 以后对应的处理。另一方面,在进行了内窥镜检查结束的指示输入的情况下,结束图 4 的处理。

[0113] 由于本实施方式进行这种控制处理,所以当线 8a、8b 产生松弛时,通过使用转矩 T 的阈值 T_{th} 进行比较,能够适当地检测该松弛,并去除该松弛,并且,即使由于该松弛量而使实际的动作特性偏离了预先设定的动作特性,也能够以时间序列对其动作特性进行校正。

[0114] 因此,根据本实施方式,在由于松弛而容易使驱动单元侧的电动机 37 的旋转角度和弯曲部 7 的实际弯曲角度产生偏移的情况下,也能够校正松弛,能够高精度地对弯曲部 7 进行弯曲驱动。

[0115] 并且,在本实施方式中,在图 4 的步骤 S3 中对松弛进行调整,由此,在反复进行线 8a、8b 的牵引、张弛的情况下,也能够适当地调整松弛,能够高精度地对弯曲部 7 进行弯曲驱动。

[0116] 并且,根据本实施方式,在没有对弯曲部 7 的弯曲角度进行检测的传感器的情况下,也能够广泛应用。

[0117] 另外,在本实施方式的控制方法的图 4 的流程图中,在步骤 S13 中未结束检查时,返回步骤 S2 的处理。因此,图 4 的流程图形成以下的控制方法。

[0118] 控制方法对用于进行驱动以通过线 8a、8b 的牵引动作来变更弯曲部 7 的弯曲角度的致动器的动作进行控制,该控制方法具有以下步骤:作为松弛检测步骤的步骤 S8(和 S9),检测所述线 8a、8b 是否存在松弛的驱动状态;以及作为第 1 松弛调整步骤的步骤 S10,根据所述松弛检测步骤 S8 的所述线 8a、8b 的松弛的检测结果来调整所述线的松弛。

[0119] 并且,该控制方法具有以下步骤:作为指示输入步骤的步骤 S2,进行所述线 8a、8b 的松弛调整的指示输入;以及作为第 2 松弛调整步骤的步骤 S3,根据该步骤 S2 的所述线 8a、8b 的松弛调整的指示输入,在牵引线 8a、8b 使得所述弯曲部 7 的弯曲角度在彼此相反的 2 个方向上往复的情况下,根据由所述步骤 S8 检测到的、至少针对 2 个方向的所述线 8a、8b 的松弛的检测结果,调整为使所述线 8a、8b 的松弛为已知松弛量的规定调整状态。而且,在

反复进行线 8a、8b 的牵引、张弛的情况下,也能够高精度地进行变更弯曲部 7 的弯曲角度的驱动控制。

[0120] 接着,更加具体地说明本实施方式的动作。该情况下,为了简化示出弯曲部 7 的动作,如图 5 右侧的模型那样示出图 5 左侧的驱动部 9 侧和弯曲部 7 侧。在图 5 的左侧,分别以带轮 36、电动机 37 为代表示出图 3 中的带轮 36a、36b 和电动机 37a、37b 的一方。

[0121] 并且,线 8a、8b 表示线 8u、8d 或线 8l、8r。因此,假设了使驱动部 9 和弯曲部 7 在上下方向或左右方向的平面内弯曲的特定情况,但是,在其他方向的平面的情况下也可以应用。而且,如图 5 右侧的模型所示,利用带轮 36' 表示驱动部 9 侧的带轮 36,关于实际的弯曲部 7,通过模型,假设利用弯曲带轮 7' 进行表示,并且,通过粗线的弯曲方向线 L 表示弯曲部 7 的弯曲方向。

[0122] 在图 6 中,利用标号 A1 ~ A10 示出反复进行旋转驱动图 5 的电动机 37 而通过一定输出使带轮 36 旋转规定角度、然后使其向相反方向旋转规定角度的动作时的代表性的弯曲状态。

[0123] 并且,图 7 示出在上述的动作中的电动机 37 牵引线 8a、8b 时产生的转矩 T。并且,图 8 示出以与该动作对应的旋转角度 θ_1 和弯曲角度 θ_b 为坐标时的实际动作特性例。

[0124] 图 5 中的标号 A1 示出动作开始时的弯曲状态(弯曲部 7 未弯曲的直线的初始状态),从该标号 A1 的状态起,如标号 A2 所示,通过电动机 37 使带轮 36 向右转方向旋转。在标号 A1 中,线 8a 存在松弛。因此,在通过电动机 37 使带轮 36 向右转方向旋转(正转)的情况下,去除线 8a 的松弛。

[0125] 即,如图 7、图 8 所示,在从标号 A1 转移到标号 A2 的标号 A1-A2 的过程中,弯曲角度 θ_b 相对于旋转角度 θ_1 没有变化。另外,在图 7 中, T_0 表示通过一定输出对带轮 36 进行旋转驱动时的转矩值。并且, T_1 表示与指示值的弯曲角度对应的转矩值。

[0126] 松弛检测部 13 进行将检测到的转矩 T 与阈值 T_{th} 进行比较的动作,并且,在该比较结果为 $T < T_{th}$ 的情况下,进行存在松弛的判定,使电动机 37 旋转以去除松弛。

[0127] 在成为去除了松弛的标号 A2 后,当电动机 37 进一步旋转时,弯曲角度 θ_b 也开始变化。然后,通过编码器 38 检测该标号 A2 的实际的动作特性的(旋转角度)位置。并且,转矩 T 在通过标号 A2 时,从最初的标号 A1 的转矩 T_0 增大,超过阈值 T_{th} ,由此,松弛检测部 13 进行去除了松弛的判定(即,没有松弛的判定)。

[0128] 然后,弯曲角度 θ_b 还根据电动机 37 的旋转角度 θ_1 而变化,经过标号 A3、A4,即经过图 7 的标号 A3-A5 的过程,达到标号 A5(坐标位置 P2)的规定弯曲角度 θ_{b1} 。此时的旋转角度例如为 θ_{11} 。并且,转矩 T 成为与弯曲角度 θ_{b1} 对应地设定的转矩 T_1 (图 7)。

[0129] 然后,当进行了相反方向的弯曲角度 $-\theta_{b1}$ 的指示输入时,电动机 37 开始向相反方向旋转。该情况下,如图 6 所示,在标号 A5 中,线 8b 成为蓄积了相当多松弛的状态,并且,通过构成挠性的挠性部 26 的外装管等弹性部件,产生要(从弯曲状态)返回笔直的复原力,该复原力作用于弯曲状态的弯曲部 7,以使得其弯曲角度 θ_b 减小。并且,在挠性部 26 内贯穿插入有线 8a、8b,所以,还作用有作用于线 8a、8b 的摩擦力。

[0130] 因此,由于与复原力和摩擦力混合存在的状态相当的特性、即图 7、图 8 的标号 A6 到标号 A8 所示的特性,旋转角度 θ_1 和弯曲角度 θ_b 变化。参照存储部 14 的信息,估计该变化时的弯曲角度 θ_b 相对于旋转角度 θ_1 的变化的值。

[0131] 并且,在如该 A6-A8 那样转移的情况下,最初,复原力的影响大,所以,如图 7 所示,从转矩 T 的绝对值小于初始值 T_0 的状态起,该绝对值朝向初始值 T_0 变化。

[0132] 然后,当复原力与摩擦力平衡时,实质上成为消灭了复原力的影响的标号 A8。在该标号 A8 中,当存在松弛时,在该松弛消失之前,即,在标号 A9 中,即使电动机 37 的旋转角度 θ_1 变化,弯曲角度 θ_b 也不变化。

[0133] 当标号 A9 的状态结束后,随着旋转角度 θ_1 的变化,弯曲角度 θ_b 也变化,并且,转矩 T 的绝对值也超过阈值 T_{th} 。转矩 T 的绝对值小于阈值 T_{th} 的标号 A9 的旋转角度量作为松弛被校正。

[0134] 当转矩 T 的绝对值超过阈值 T_{th} 时,判定为去除了松弛(没有松弛),随着旋转角度 θ_1 的变化,弯曲角度 θ_b 如标号 A10 所示那样变化。这样,旋转角度 θ_1 和弯曲角度 θ_b 以该标号 A10 所示的斜率变化。

[0135] 标号 A10 对应于上述标号 A3-A5。然后,当达到弯曲角度 $-\theta_{b1}$ 时,电动机 37 的旋转停止。该情况下,旋转角度为 $-\theta_{11}'$ 。

[0136] 接着,当进行了弯曲角度 θ_{b1} 的指示输入时,经过与标号 A6-A8 对应的标号 A11,进而,在与标号 A9 相当的标号 A12 中去除松弛。并且,进行该松弛量的校正。

[0137] 然后,经过与标号 A3-A5 相当的虚线所示的标号 A13 的过程,成为弯曲角度 θ_{b1} 。该情况下,与弯曲角度 θ_{b1} 对应的旋转角度 θ_{12} 成为从标号 A3-A5 的情况偏移了 b 的值。然后,使在弯曲驱动中利用的动作特性变更偏移的值的量。进而,在电动机 37 向相反方向旋转的情况下,经过图 8 的虚线所示的标号 A14 的过程,反复进行同样的过程。

[0138] 在本实施方式中,如上所述,存储部 14 存储图 8 所示的将旋转角度 θ_1 和弯曲角度 θ_b 关联起来的动作特性、以及(未图示的)将转矩 T 和弯曲角度 θ_b 关联起来的动作特性的信息,当线 8a、8b 产生松弛时,进行驱动控制以去除该松弛,并且,针对在弯曲驱动中使用的动作特性的信息,进行考虑了该松弛量的影响的校正。

[0139] 接着,参照图 9 对图 4 的步骤 S3 的松弛调整的处理进行说明。如上所述,当进行了校准按钮 15a 的松弛调整指示输入时,开始松弛调整的处理。在最初的步骤 S21 中,松弛调整部 15 进行借助控制部 11 进行松弛调整的弯曲方向的设定。另外,该弯曲方向能够从指示输入部 16 等预先设定。

[0140] 并且,用户也可以在该松弛调整前设定要进行弯曲指示输入的特定弯曲方向。这里,为了简化,设定上下方向或左右方向的弯曲方向来进行说明。

[0141] 在接下来的步骤 S22 中,松弛调整部 15 使电动机 37 向与借助控制部 11 进行松弛调整的特定弯曲方向对应的规定旋转方向旋转,并且,在与该旋转方向相反的反旋转方向上,在适当角度范围内往复旋转。

[0142] 另外,作为适当角度范围,设定为超过由于线 8a、8b 的松弛量而产生的最大误差角度的值(弯曲部 7 可弯曲的规定角度范围内)即可。并且,松弛调整部 15 借助控制部 11 使松弛检测部 13 动作。

[0143] 另外,在以下的说明中,利用 1 次往复的情况进行说明,但是,也可以使其多次往复,计算多次得到的从存在松弛的状态到没有松弛的(或去除后)边界的旋转角度的平均值。通过使用多次往复而从存在松弛的状态到判定为没有松弛的边界的旋转角度的平均值,能够进行更高精度的松弛的检测和调整。

[0144] 图 10 的标号 A21 示出步骤 S21 的开始之前的状态。然后,从标号 A21 的状态起,例如向箭头所示的方向旋转(正转),然后向相反方向旋转。即,如标号 A22 所示,电动机 37 在规定角度范围内往复旋转。另外,在图 11 中,利用 $\theta 1d$ 和 $\theta 1e$ 示出该规定角度范围。

[0145] 在步骤 S23 中,松弛检测部 13 检测向步骤 S22 的各旋转方向驱动时的转矩 T,根据转矩 T 的绝对值是否小于阈值 Tth,检测松弛的有无。

[0146] 进而,在接下来的步骤 S24 中,松弛检测部 13 检测在步骤 S23 的各旋转方向驱动中进行旋转驱动时从存在松弛的状态起完成了松弛去除后的电动机 37 的针对 2 个方向的旋转角度。

[0147] 例如,设该调整动作开始前的内窥镜 2 的驱动状态下的电动机 37 的旋转角度和弯曲部 7 的弯曲角度为图 11 中的坐标位置 $Po(\theta 1o, \theta bo)$ 。而且,分别检测针对在从该坐标位置 Po 起使电动机 37 正转时由于存在松弛而去除该松弛的坐标位置 $Pa(\theta 1a, \theta bo)$ 、由于反转时的松弛而去除该松弛的坐标位置 $Pb(\theta 1b, \theta bo)$ 的旋转角度 $\theta 1a, \theta 1b$ 。旋转角度 $\theta 1a, \theta 1b$ 相当于此时的转矩 T 的绝对值与阈值 Tth 一致的松弛去除状态的旋转角度。松弛调整部 15 取得由松弛检测部 13 检测到的旋转角度 $\theta 1a, \theta 1b$ 的信息。

[0148] 图 10 的标号 A23 示出图 11 的坐标位置 Pa 的状态,标号 A24 示出图 11 的坐标位置 Pb 的状态。

[0149] 在接下来的步骤 S25 中,松弛调整部 15 根据 2 个方向的旋转角度 $\theta 1a, \theta 1b$ 的信息,对将松弛调整前的坐标位置 Po 的旋转角度和弯曲角度对应起来的驱动状态进行校正(调整)。

[0150] 具体而言,在坐标位置 Po 的驱动状态下,在向正转方向旋转的情况下和向反转方向旋转的情况下,考虑存在与 $|\theta 1a - \theta 1b|$ 相当的松弛量的情况,校正为能够高精度地进行此后的弯曲动作的规定驱动状态或调整状态。

[0151] 例如,将图 10 的标号 A21 所示的调整前的驱动状态调整(设定)为如与标号 A23 相当的坐标位置 $Pa(\theta 1a, \theta bo)$ 那样在正转方向上(对应于在正转方向上进行驱动的情况)去除了松弛的调整状态、或者如与标号 A24 相当的坐标位置 $Pb(\theta 1b, \theta bo)$ 那样在反转方向上(对应于在反转方向上进行驱动的情况)去除了松弛的调整状态的规定调整状态。

[0152] 然后,对存储在存储部 14 中的驱动部 9(构成驱动部 9 的电动机 37a、37b)和弯曲部 7 的动作特性(弯曲角度)的信息进行校正,以便反映该情况下的调整状态。

[0153] 在坐标位置 Pa 的驱动状态下,在向与正转情况相当的特定弯曲方向弯曲的情况下,能够从没有松弛的状态起进行弯曲动作。

[0154] 另一方面,在坐标位置 Pb 的驱动状态下,在向与坐标位置 Pa 相反的弯曲方向弯曲的情况下,能够从没有松弛的状态起进行弯曲动作。

[0155] 即,在彼此相反的方向上旋转驱动,分别检测去除了两个方向的松弛后的旋转角度,设定为规定驱动状态或调整状态,所以,在具有滞后特性的情况下,与仅在 1 个方向上检测松弛的情况相比,能够高精度地减少松弛的影响。

[0156] 并且,在进行了松弛调整的指示的驱动状态下,对电动机 37a、37b 进行旋转驱动,以使得从该驱动状态起在彼此相反的方向上牵引线,检测与在两个方向上产生的松弛量相当的旋转角度的范围,进行松弛调整,所以,在具有滞后特性的情况下,也能够定量地掌握

该驱动状态下的松弛量的状态,减少此后的松弛的影响,能够进行高精度的弯曲控制。

[0157] 并且,在上述步骤 S25 的接下来的步骤 S26 中,松弛调整部 15 借助控制部 11 判定是否由用户进行了使驱动状态返回(复位成)初始状态的设定。

[0158] 在未进行返回初始状态的设定的情况下,结束图 9 的处理,转移到图 4 的接下来的步骤 S4 的处理。

[0159] 另一方面,在进行了返回初始状态的设定的情况下,在步骤 S27 中,松弛调整部 15 借助控制部 11 进行设定,以使得弯曲部 7 返回初始状态。例如在图 11 所示的例子中,作为坐标位置 Pb,在设定为 A24 的状态后,沿着标号 A25 使电动机 37 旋转,成为弯曲角度 θb 为 0 的(初始状态附近的)旋转角度 $\theta 1c$ 。另外,在初始状态下,弯曲部 7 处于解除了电动机 37a、37b 的驱动后的弯曲角度接近 0 的状态。

[0160] 在接下来的步骤 S28 中,如图 10 的标号 A26 所示,松弛调整部 15 进行调整以使得针对两个旋转方向的松弛相等。

[0161] 标号 A26 示出如下状况:在初始状态下,在(与弯曲部 7 的初始状态下的特定弯曲方向对应的)电动机 37a、37b 的旋转角度存在与 $|\theta 1a - \theta 1b|$ 相当的松弛量的情况下,设定为在两个旋转方向上分别存在与 $|\theta 1a - \theta 1b|/2$ 相当的松弛量的状态。

[0162] 根据电动机 37a、37b 和带轮 36a、36b 的特性,已知 $|\theta 1a - \theta 1b|$ 的值和与其对应的松弛量。松弛调整部 15 在存储部 14 中存储像这样调整了松弛的状态的动作特性的信息。另外,存储部 14 也可以存储 $|\theta 1a - \theta 1b|$ 的值和 / 或与该值对应的松弛量。

[0163] 因此,在本实施方式中,由于设定为已知松弛量的调整状态,以使得针对彼此相反的 2 个旋转方向分别成为与 $|\theta 1a - \theta 1b|/2$ 相当的相等的线的松弛量,所以在由于线的松弛而示出滞后特性的情况下,也能够高精度地决定图 8 的电动机(带轮)的旋转角度和对应的弯曲角度之间的关系。

[0164] 这样,在本实施方式中,由于针对初始状态进行校准(校正),以使线的松弛量针对 2 个旋转方向(对应于特定弯曲方向)成为已知的值(更具体而言为相等的松弛量),所以能够高精度地进行此后的弯曲的驱动控制。

[0165] 另外,在步骤 S28 中,在接近初始状态的周边部进行上述松弛调整动作的情况下,例如,如上所述,也可以直接使用在松弛调整动作中取得的松弛的信息(具体而言为与松弛量相当的信息 $|\theta 1a - \theta 1b|$)。

[0166] 另一方面,在从初始状态偏离的弯曲角度的状态、例如从初始状态起大幅弯曲的弯曲角度的状态下,只要在设定为初始状态后进行步骤 S22 ~ S25、S28 的处理即可。

[0167] 另外,在上述说明中,说明了松弛调整部 15 针对初始状态调整为针对 2 个旋转方向为相等的松弛量,但是,也可以针对一方(或另一方)的旋转方向没有松弛,针对另一方(或一方)的旋转方向设定为已知的松弛量(在上述例子中为与 $|\theta 1a - \theta 1b|$ 相当的松弛量)。

[0168] 并且,如针对初始状态说明的那样,在初始状态以外的情况下,也能够应用调整为规定调整状态以使得针对 2 个旋转方向为相等的松弛量的手段。在本实施方式中,在任意情况下,均调整为已知的松弛量的调整状态。

[0169] 另外,在图 9 的说明中,说明了针对弯曲部 7 调整上下方向或左右方向的特定弯曲方向的松弛的处理,但是,在弯曲部 7 能够向上下方向和左右方向弯曲的情况下,也可以分

别针对上下方向和左右方向进行调整。在仅能够向上下方向或左右方向弯曲的结构的情况下,仅针对上下方向或左右方向进行调整。

[0170] 并且,作为图 9 的流程图的处理的变形例,在进行松弛调整指示输入的情况下,也可以指定实际进行松弛调整的附近的旋转角度和 / 或弯曲角度,在该指定的旋转角度和 / 或弯曲角度附近进行松弛调整。

[0171] 通常,在存在松弛调整指示输入的情况下,在进行了该松弛调整指示输入的附近进行图 9 中的步骤 S21 ~ 步骤 S25 的处理,但是,也可以在与进行了松弛调整指示输入的附近不同的旋转角度和 / 或弯曲角度附近进行松弛调整。该情况下,可以选择在初始状态附近进行松弛调整。

[0172] 这样,在本实施方式中,由于进行了图 9 所示的调整松弛的处理,所以在反复进行线 8a、8b 的牵引、张弛而对弯曲部 7 进行弯曲驱动的情况下,也能够进行与滞后特性对应(或反映了滞后特性)的松弛调整,换言之,能够进行充分降低了滞后特性的影响的松弛调整。因此,根据本实施方式,能够高精度地对弯曲部 7 进行弯曲驱动。

[0173] 在本实施方式中,使弯曲部 7 在彼此相反的弯曲方向上弯曲,定量地检测分别去除在两个方向上产生的松弛的旋转角度的范围即松弛量(相当),根据检测到的松弛量进行调整以校正松弛的影响,从而进行校准(校正)。

[0174] 因此,根据本实施方式,针对具有滞后特性的弯曲驱动机构的情况,与仅在 1 个方向上对松弛进行调整或校正的情况相比,能够高精度地进行校正。

[0175] 并且,实际对弯曲部 7 进行弯曲驱动之前的初始状态的情况自不必说,在实际对弯曲部 7 进行弯曲驱动的情况下,通过进行松弛的调整指示输入,也能够检测(掌握)该驱动状态下的松弛量,能够高精度地进行此后的弯曲驱动。

[0176] 并且,在本实施方式中,由于不需要对作用于线 8a、8b 的张力进行检测的传感器,所以在不具有这种传感器的现有的内窥镜的情况下,也能够广泛应用。

[0177] 另外,在弯曲部 7 仅能够从例如接近直线的中立状态起向例如上方向的 1 个弯曲方向弯曲的情况下,也可以如下进行图 9 的步骤 S28 的松弛设定。

[0178] 由于该中立状态下的可弯曲方向仅为上方向,所以为了使针对向上方向弯曲时的弯曲指示的响应性良好,也可以设定为去除了针对上方向的松弛的状态。与此相对,在能够从中立状态起向多个弯曲方向进行弯曲指示的情况下,如图 9 的步骤 S28 那样,针对任意弯曲方向均能够确保同等的响应性。但是,在弯曲方向的使用频度不同的情况下,也可以优先于其他弯曲方向来设定使用频度高的弯曲方向,以确保良好的响应性。并且,也可以通过手术者的选择来确保针对特定弯曲方向的响应性。

[0179] 另外,在上述说明中,说明了使松弛调整部 15 与松弛检测部 13 分开的结构,但是,也可以采用松弛检测部 13 具有松弛调整部 15(的功能)的结构、或松弛调整部 15 具有松弛检测部 13(的功能)的结构。

[0180] (第 2 实施方式)

[0181] 图 12 示出本发明的第 2 实施方式的内窥镜系统 1B。在本实施方式中,设置对分别作用于内窥镜 2 的成对的线 8a、8b 的张力(负载)进行检测的张力传感器 41a、41b。另外,线 8a、8b 由 1 对或 2 对构成。张力传感器 41a、41b 也同样由 1 对或 2 对构成。

[0182] 并且,控制装置 10 的弯曲角度检测部 12 具有张力检测部 43,该张力检测部 43 根

据张力传感器 41a、41 的检测信号,检测作用于线 8a、8b 的张力,检测弯曲部 7 的弯曲角度。另外,弯曲角度检测部 12 也可以参照构成驱动部 9 的电动机的旋转角度的信息,检测弯曲部 7 的弯曲角度。

[0183] 并且,在第 1 实施方式中,形成根据转矩 T 的检测值来检测是否存在松弛的松弛检测部 13,与此相对,在本实施方式中,张力检测部 43 具有根据张力的检测值来检测是否存在松弛的松弛检测部 43a 的功能。

[0184] 在本实施方式中,张力检测部 43 的松弛检测部 43a 根据作用于线 8a、8b 的张力的检测值是否小于张力的阈值的绝对值,来检测松弛的有无。换言之,松弛检测部 43 通过作用于线 8a、8b 的张力检测,检测对线 8a、8b 施加的负载,检测线 8a、8b 是否存在松弛的驱动状态。其他结构与第 1 实施方式相同。

[0185] 因此,在第 1 实施方式的动作说明中,通过张力检测部 43(或该张力检测部 43 和编码器 38)进行弯曲部 7 的弯曲角度的检测,并且,不是根据基于松弛检测部 13 的转矩 T 的值进行线 8a、8b 的松弛的检测,而是根据基于张力检测部 43(的松弛检测部 43a)的张力的值进行线 8a、8b 的松弛的检测,通过这样进行置换,成为与第 1 实施方式大致相同的动作。

[0186] 例如,本实施方式中的存在松弛调整的指示输入时的松弛调整处理如图 13 所示。图 13 的处理是在图 9 的松弛调整处理中,如步骤 S23' 所示,将步骤 S23 的处理变更为“根据在各旋转方向中由张力传感器 41a、41b 检测到的张力 T_e 的值是否小于(张力 T_e 的)阈值 V_{th} ,来检测松弛的有无的处理”。

[0187] 并且,在本实施方式中,稍微变更图 9 的步骤 S22 的处理,代替使电动机 37 在规定角度范围内旋转,而使电动机 37 在规定张力范围内往复旋转。该情况下的规定张力范围是稍微超过阈值 V_{th} (即 $-V_{th} \sim V_{th}$) 的规定张力范围 ($-V_{th}-\Delta \sim V_{th}+\Delta$)。这里, Δ 是较小的正值。

[0188] 这样,通过使电动机 37 在规定张力范围内往复旋转,减少基于滞后特性的影响。即,当扩大往复旋转的范围时,容易受到滞后特性的影响,所以,在要进行松弛调整的旋转角度附近的区域中,在能够检测松弛的有无的张力范围内进行松弛调整。

[0189] 由此,能够减少滞后特性的影响并进行松弛的调整。另外,在第 1 实施方式中,也可以代替步骤 S22 中的使电动机 37 在规定角度范围内旋转,使电动机 37 在规定转矩范围 ($-T_{th}-\Delta \sim T_{th}+\Delta$) 内往复旋转。

[0190] 在该转矩范围内使电动机 37 往复旋转的情况下,如图 11 所示,电动机 37 的旋转角度范围为 $\theta_{1d}' \sim \theta_{1e}'$ 的范围,减少滞后特性的影响,能够检测上述旋转角度 θ_{1a} 、 θ_{1b} 。

[0191] 在本实施方式中,松弛检测单元与第 1 实施方式不同,但是,本实施方式具有与第 1 实施方式大致相同的作用效果。

[0192] 另外,作为本实施方式的变形例,也可以构成为,能够选择根据电动机 37 的转矩 T 的检测值来检测松弛的有无的情况、以及根据对作用于线 8a、8b 的张力进行检测的张力传感器 41a、41b 的张力的检测值来检测松弛的有无的情况。

[0193] 并且,也可以将操作了图 12 所示的在处理器 4 的指示输入部 4a 中设置的白平衡指示输入部 4b 时的指示输入信号输入到处理器 4,并且,作为松弛调整指示信号输入到松弛调整部 15,该白平衡指示输入部 4b 例如进行白平衡的指示输入。

[0194] 这样,在使用内窥镜系统 1B 进行内窥镜检查的情况下,能够与在初始设定时普遍进行的信号处理设定的(例如白平衡的)指示输入连动,同时进行松弛调整的处理。由于两者是不同的处理,所以当同时进行这些处理时,能够在短时间内结束双方的处理,并且,不用分别进行指示输入,所以操作性提高。

[0195] 并且,通过在初始设定的状态下进行松弛调整,能够高精度地对此后的弯曲部 7 进行弯曲驱动。

[0196] 另外,除此之外,通过光源装置 3 侧的指示输入等的操作,也可以同时进行松弛调整的处理。

[0197] 并且,在上述实施方式中,作为具有弯曲部 7 和经由线 8a、8b 驱动弯曲部 7 的致动器的有源型医疗设备,对内窥镜 2 的情况进行了说明,但是,作为这种有源型医疗设备,也能够适用于处置器械。

[0198] 图 14 示出使用这种有源型处置器械 51 的医疗系统 61。该处置器械 51 具有:细长的轴部 52、在该轴部 52 的前端部设置的进行处置的处置部 53、在该处置部 53 的基端设置的弯曲自如的弯曲部 54、以及在轴部 52 的基端设置的把持部 55。

[0199] 并且,弯曲部 54 经由贯穿插入在轴部 52 内的线 56a、56b 与把持部 55 内的构成致动器 57 的驱动部 58 连接。通过编码器 59 检测构成该驱动部 58 的未图示的电动机的旋转角度。

[0200] 并且,驱动部 58 和编码器 59 与控制装置 60 连接。并且,控制装置 60 与进行弯曲指示输入的指示输入部 62 和进行校准指示输入的校准按钮 63 连接。

[0201] 并且,在上述线 56a、56b 上设置检测张力的张力传感器 64a、64b,张力传感器 64a、64b 的检测信号被输入到控制装置 60 内的未图示的张力检测部(相当于图 12 的张力检测部 43)。

[0202] 图 14 中的弯曲部 54 采用与图 2 所示的弯曲部 7 相同的结构,并且,驱动部 58 也采用与图 2 所示的驱动部 9 相同的结构。并且,控制装置 60 也采用与图 12 的控制装置 10 相同的结构。

[0203] 图 14 所示的变形例的作用效果与第 2 实施方式大致相同。

[0204] 另外,除了构成致动器 57 的驱动部 58 经由线 56a、56b 驱动弯曲自如的弯曲部 54 的结构的情况以外,例如还能够适用于驱动处置部 53 的可动部的情况。

[0205] 并且,在上述实施方式和变形例中进一步进行松弛调整处理的情况下,如图 15 所示,控制装置 10 的松弛调整部 15 等也可以将松弛调整结果输出到处理器 4 的影像处理电路 72,影像处理电路 72 生成在针对摄像元件 29 的内窥镜图像的影像信号中重叠显示松弛调整结果的影像信号。

[0206] 如图 15 所示,根据从影像处理电路 72 输出到显示装置 5 的影像信号,在显示装置 5 的显示面内的内窥镜显示区域 5a 中显示内窥镜图像,进而,在松弛调整显示区域 5b 中显示松弛调整结果。

[0207] 另外,在图 15 的情况下,显示松弛调整结束后的状态的“松弛调整结束”,但是,在进行松弛调整的过程中,例如显示为“松弛调整中”。

[0208] 通过采用这种结构,手术者能够在观察内窥镜图像的状态下,(不用转移视线)同时确认松弛调整的状态。

[0209] 另外,例如在第 1 实施方式中,在不具有存储驱动部 9 和弯曲部 7 的动作特性或动作参数的信息的存储部 14 的结构中,针对如下的控制单元的情况也能够应用:该控制单元根据进行松弛调整后的结果,调整或校正对弯曲部 7 进行弯曲驱动的动作特性。

[0210] 在具有经由线的牵引来变更弯曲部 7 等可动部的角度的驱动单元或致动器的有源型医疗设备中,在对线中产生的松弛进行调整的情况下,能够广泛应用本发明的进行线的松弛调整的结构和方法。

[0211] 另外,在细微地调整线中产生的松弛的情况下,设定较宽的电动机 37 的旋转范围或弯曲部 7 的弯曲角度,也可以包含滞后特性的状态在内进行细微地调整。

[0212] 并且,在上述实施方式中,作为牵引线的致动器,说明了进行旋转驱动的电动机情况,但是,也可以利用压电元件等其他驱动单元构成。这种情况下,代替电动机的旋转角度、转矩,使用压电元件等驱动单元的驱动量、驱动力量即可。并且,该情况下,代替旋转角度,存储部 14 存储驱动量的信息。

[0213] 并且,在上述说明中,说明了如下例子:在进行了来自松弛调整指示输入部的松弛调整指示输入的情况下和未进行该松弛调整指示输入的情况下,将对弯曲部进行弯曲驱动时的松弛调整状态调整为不同的调整状态,但是,也可以将一个调整状态应用于另一个调整状态。

[0214] 对上述实施方式等进行部分组合而构成的实施方式等也属于本发明。

[0215] 本申请以 2010 年 3 月 2 日在日本申请的日本特愿 2010-045602 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

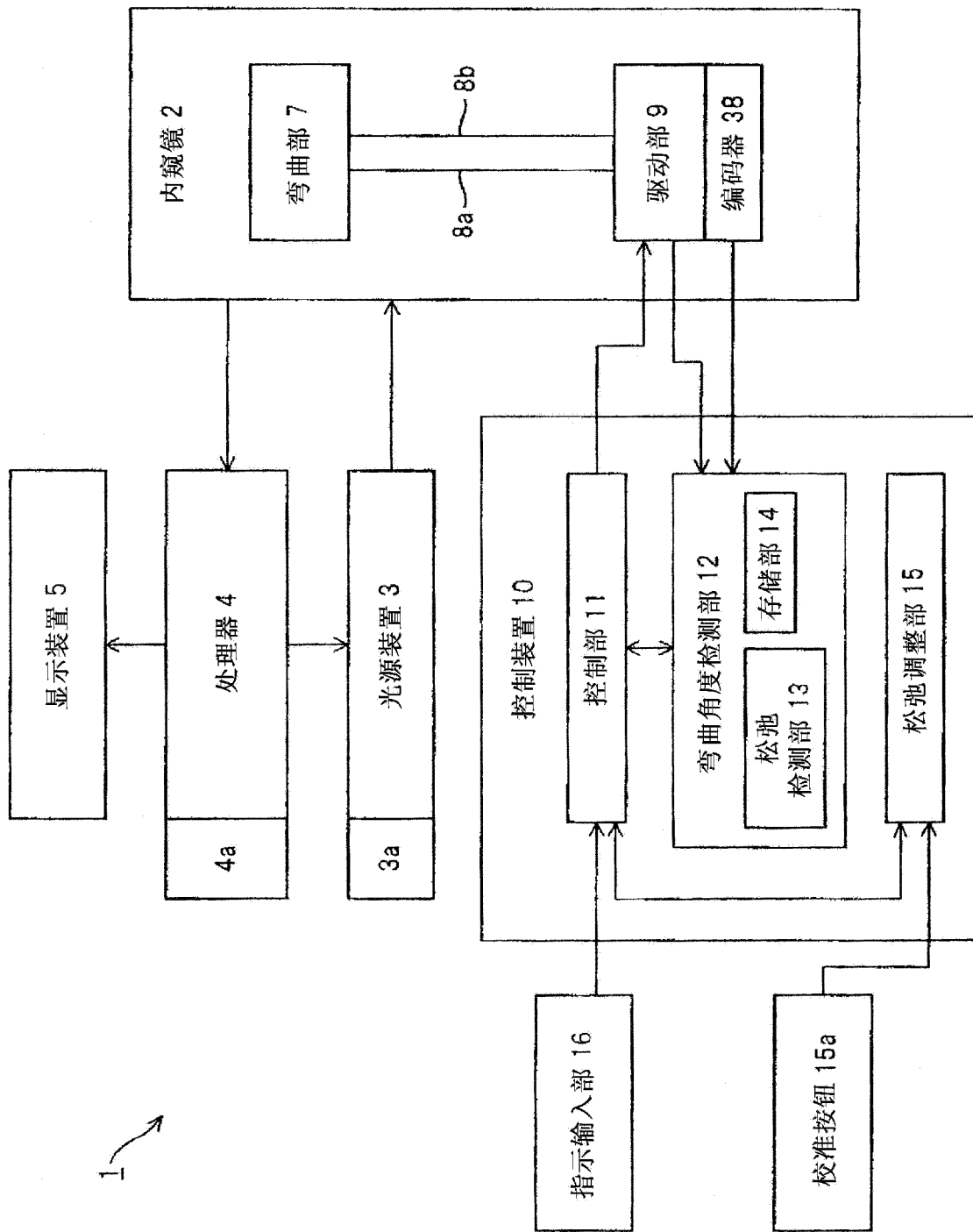


图 1

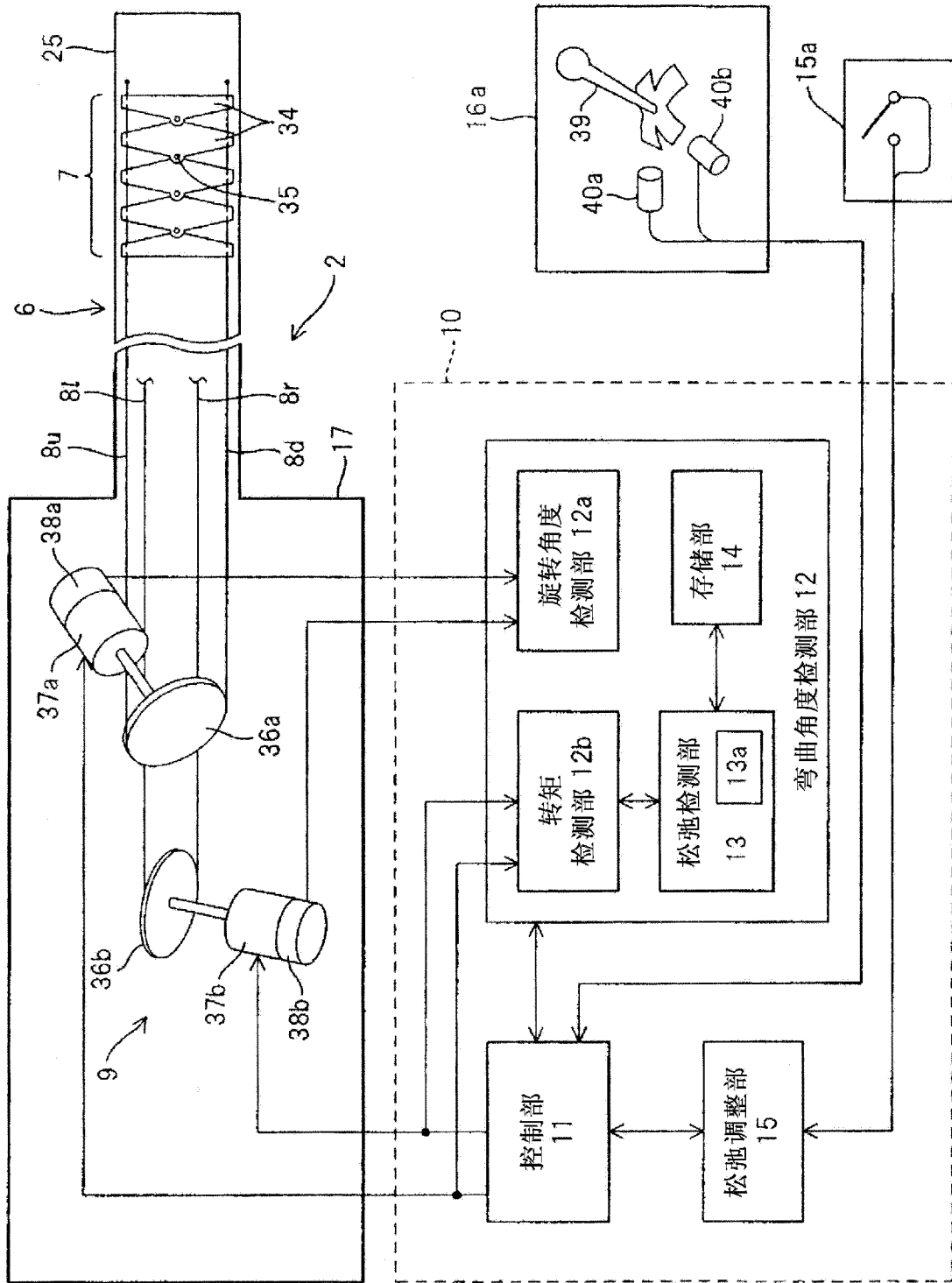


图 3

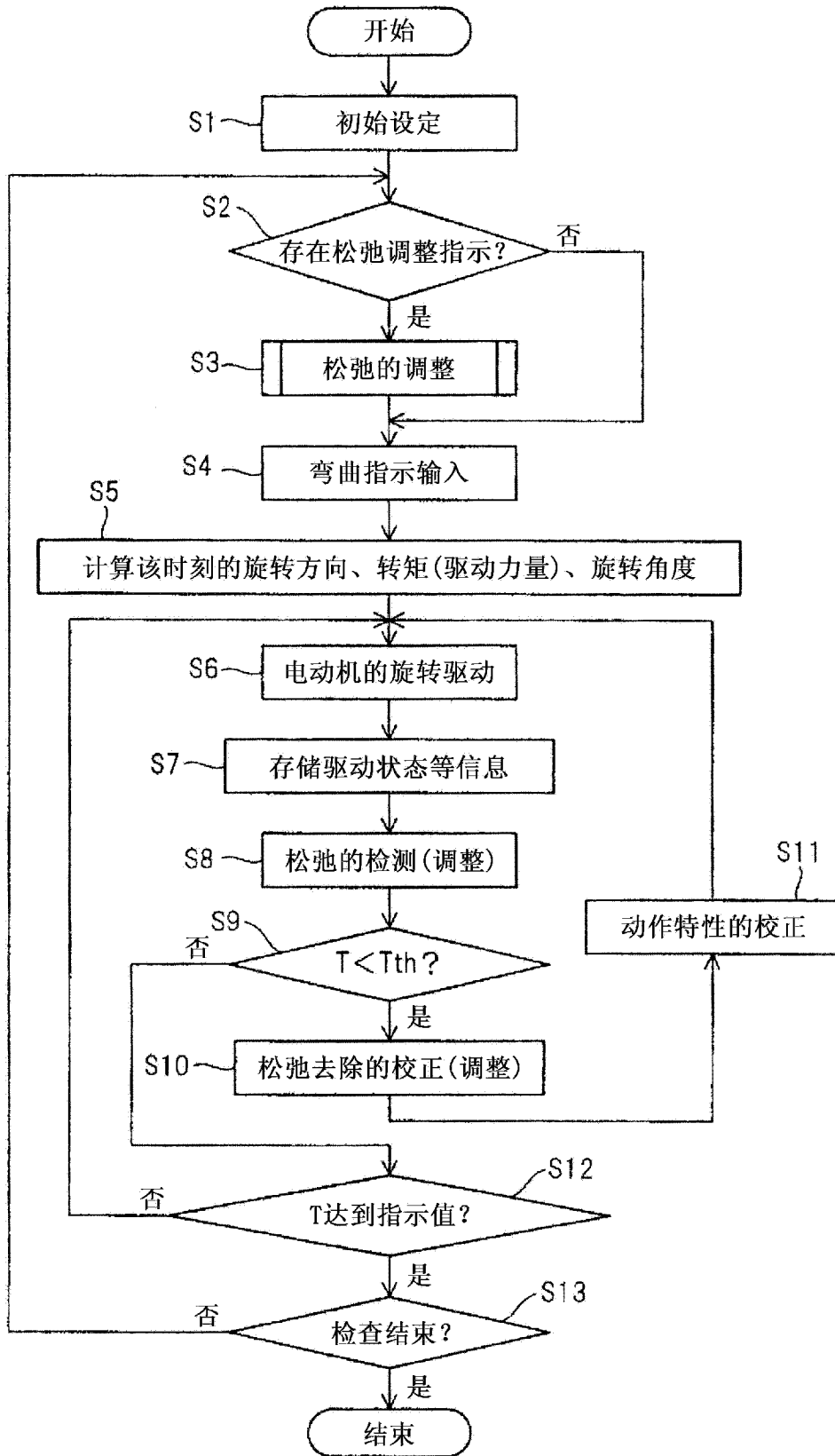


图 4

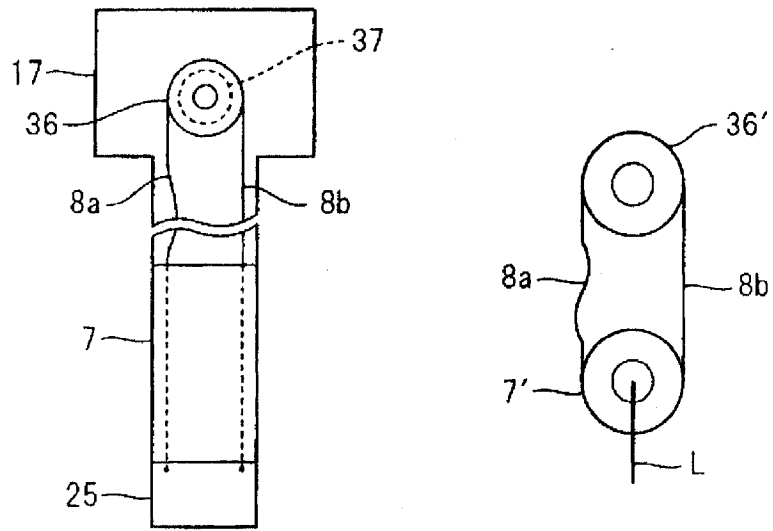


图 5

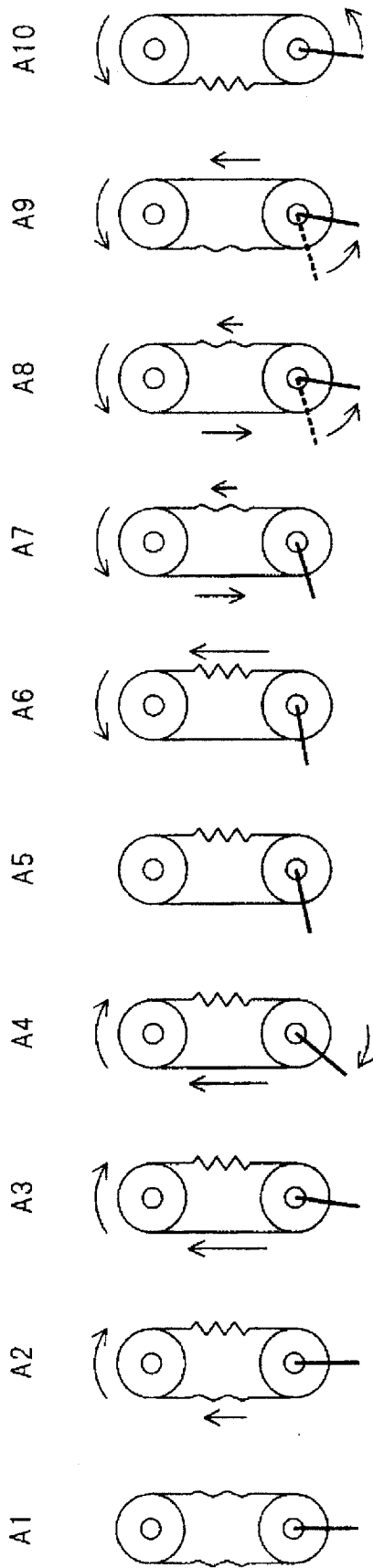


图 6

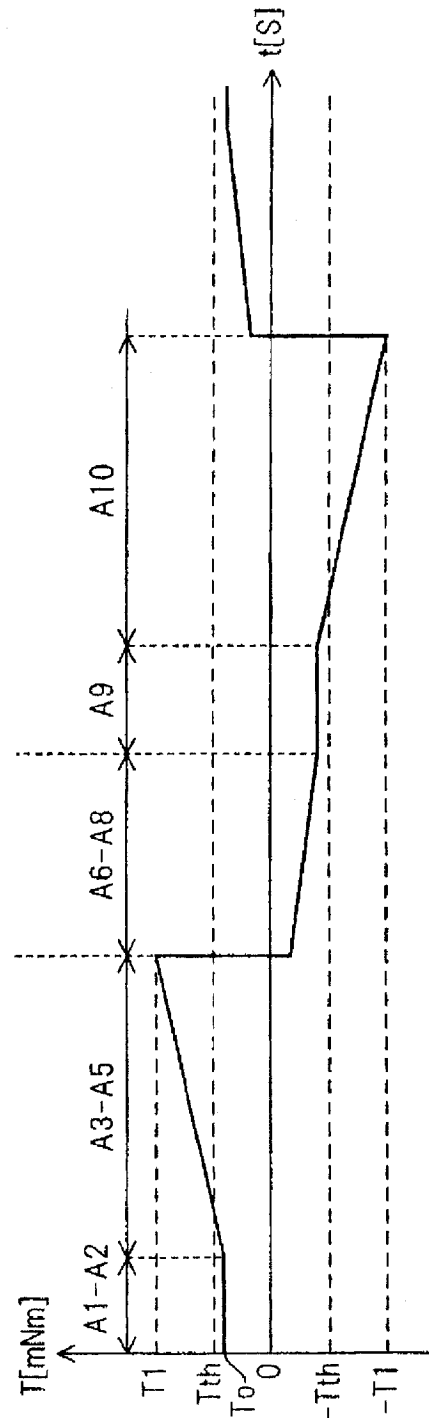


图 7

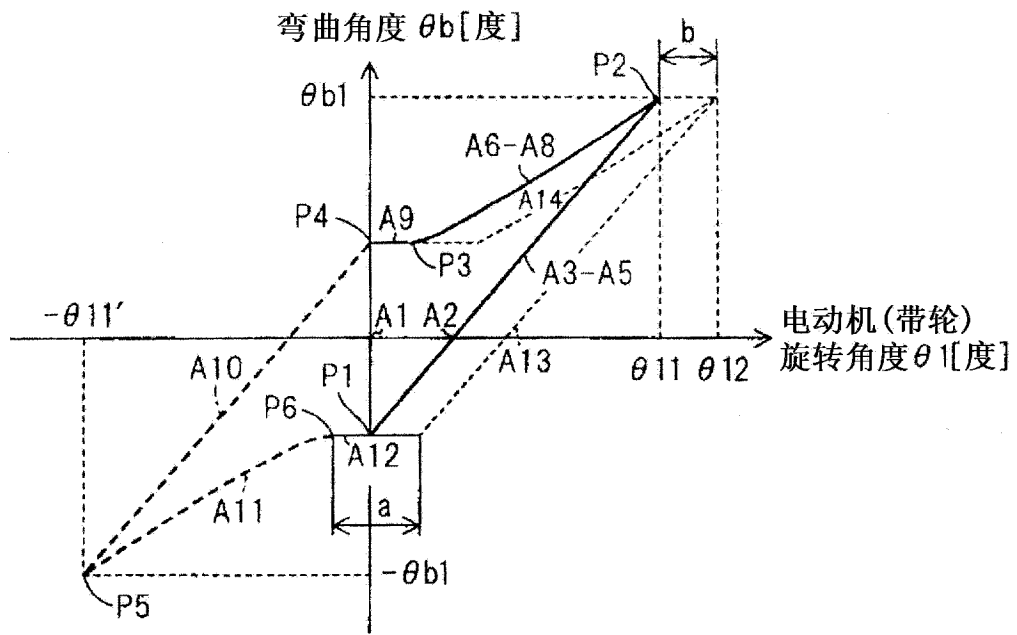


图 8

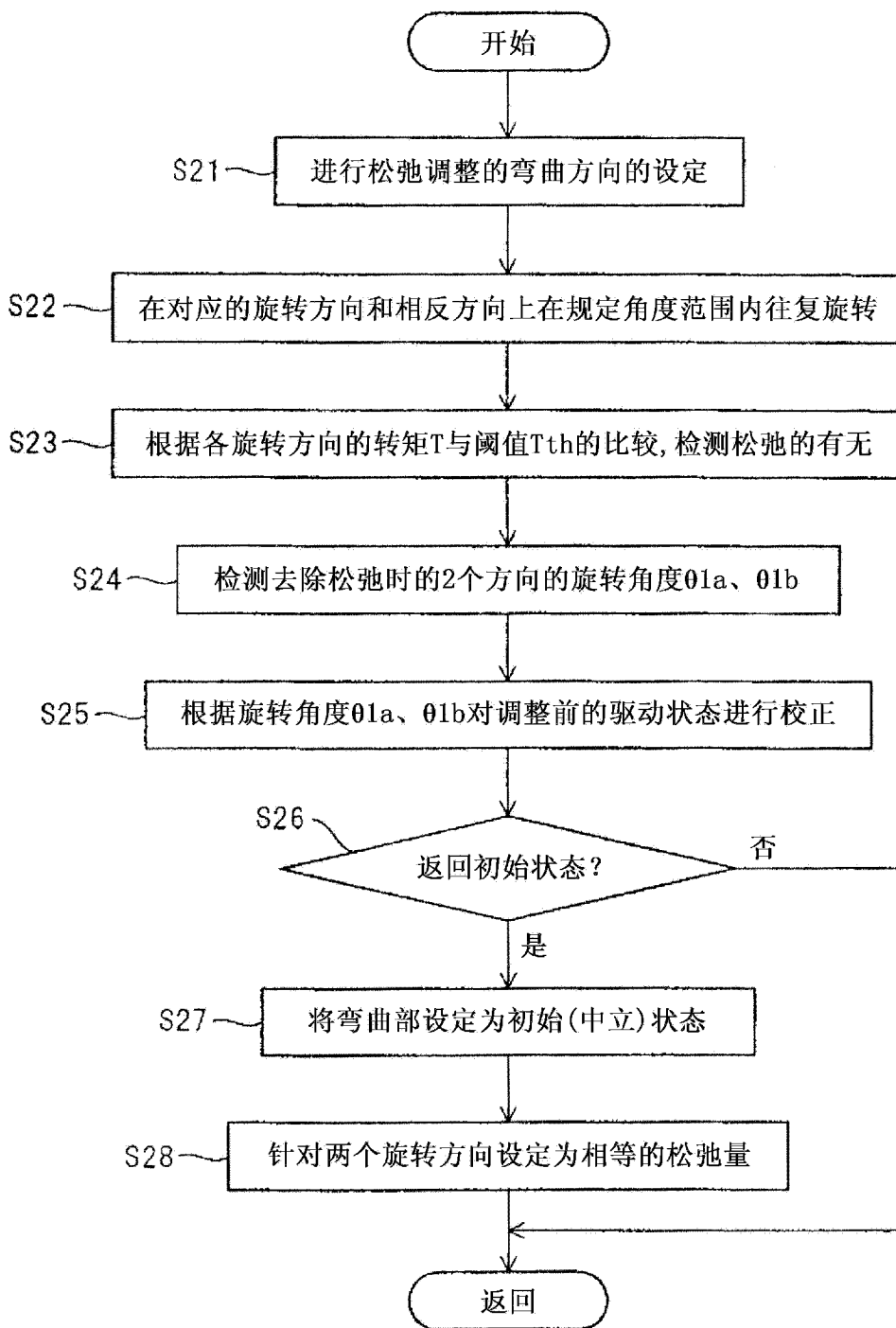


图 9

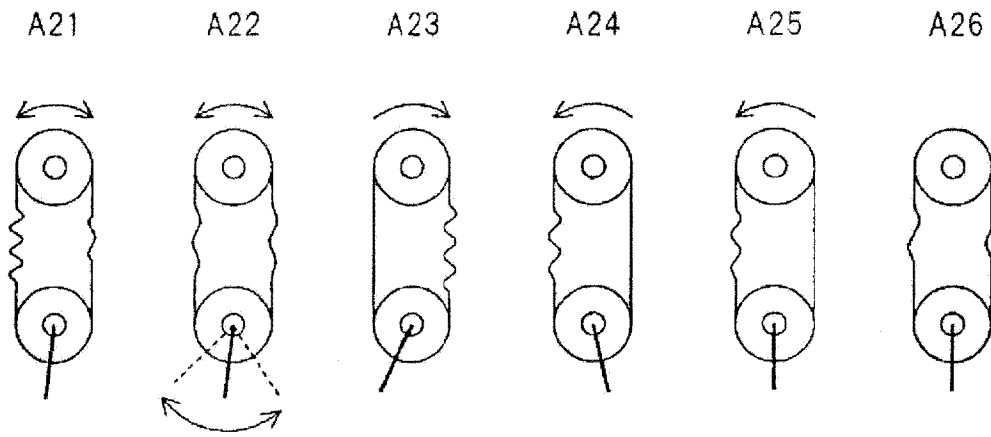


图 10

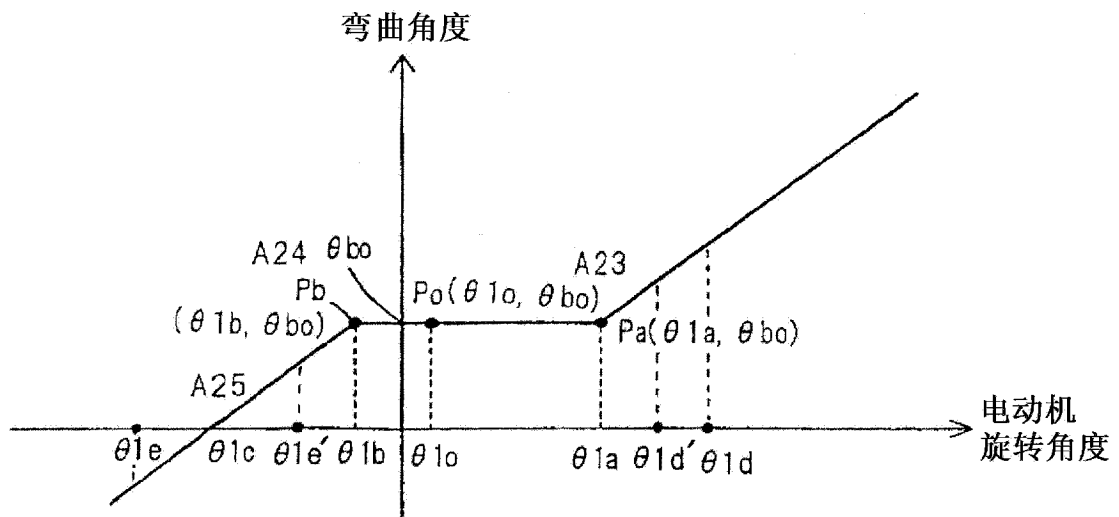


图 11

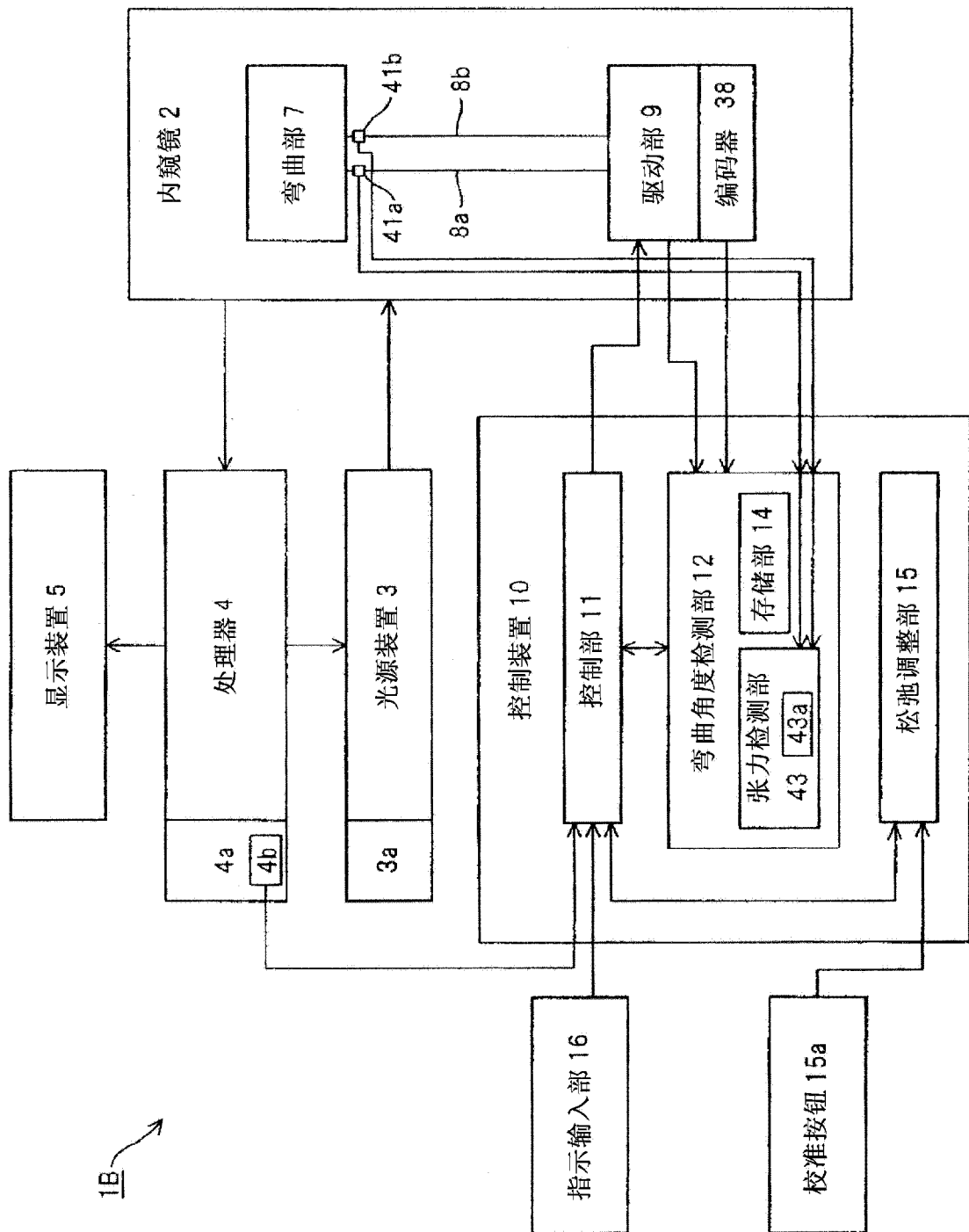


图 12

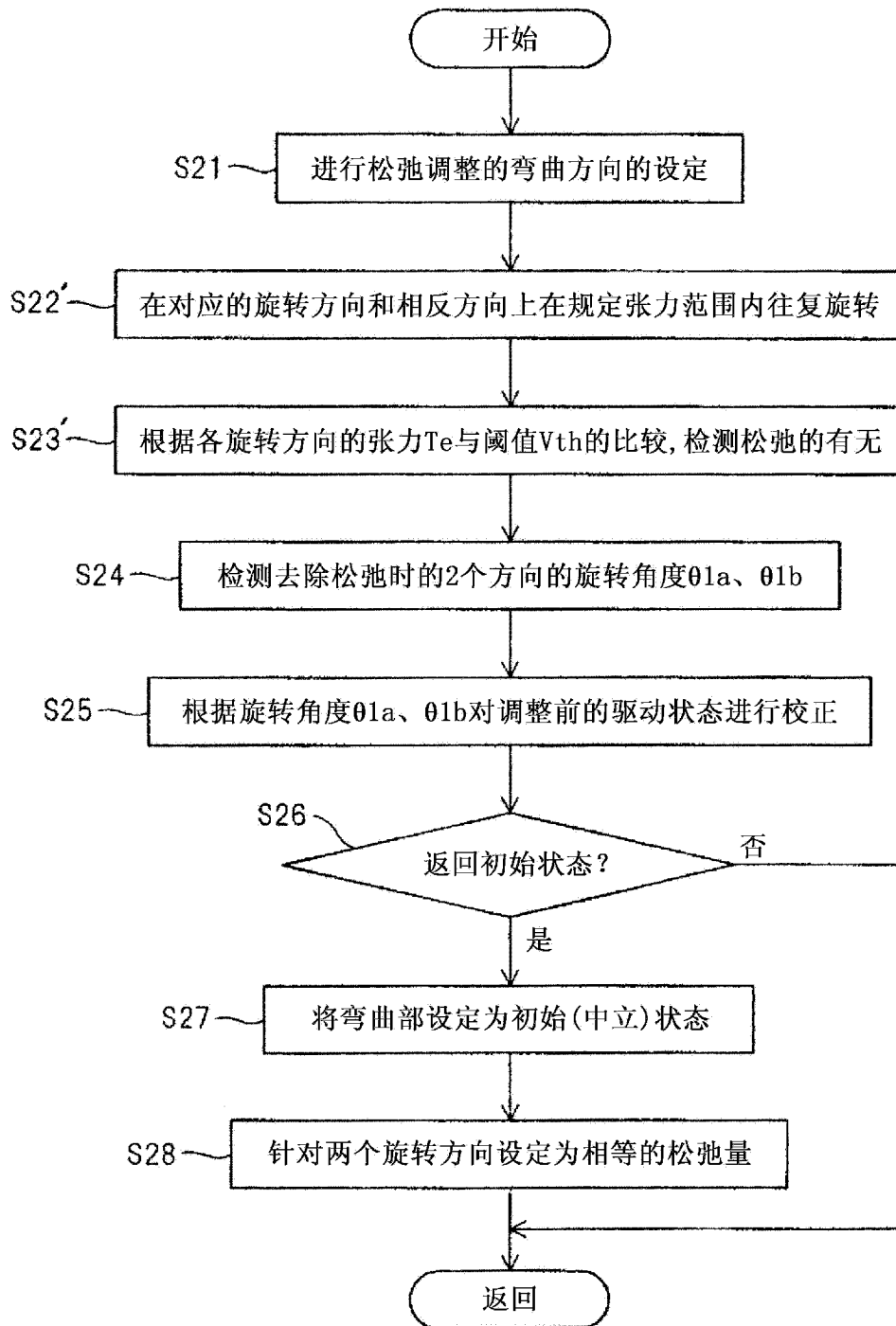


图 13

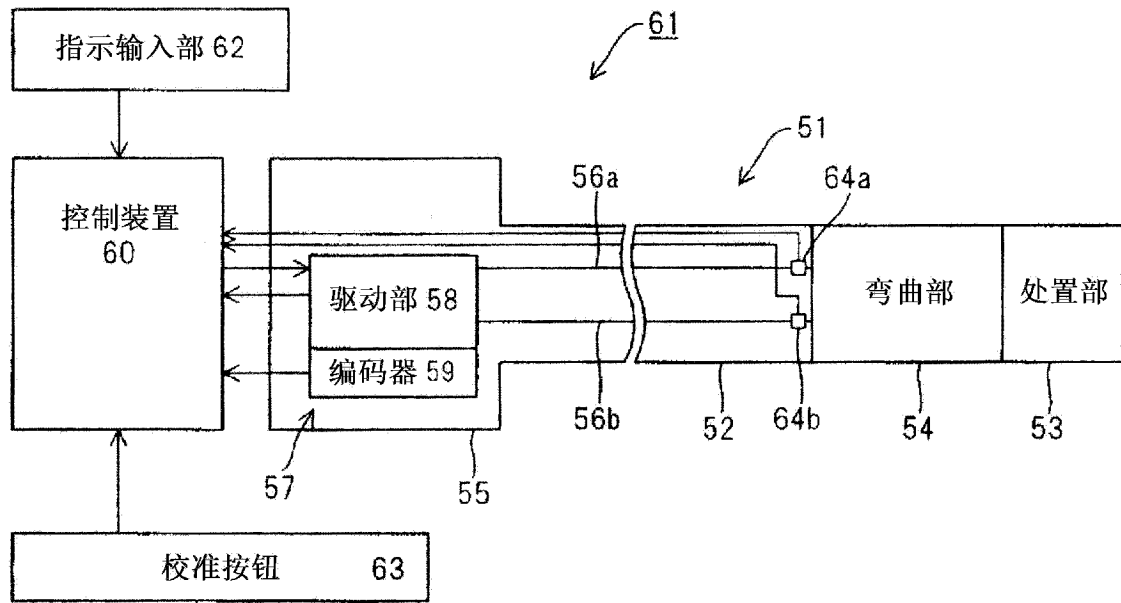


图 14

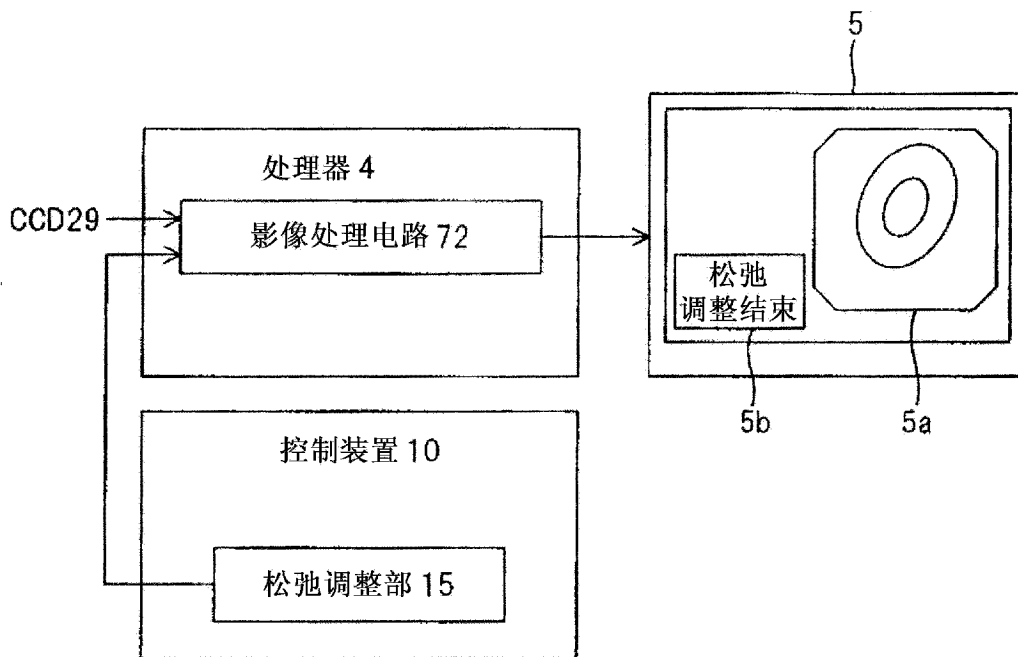


图 15

专利名称(译)	医疗系统和控制方法		
公开(公告)号	CN102573599A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201080045660.1	申请日	2010-11-29
[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	梅本义孝 高桥和彦		
发明人	梅本义孝 高桥和彦		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0057 G02B23/2476 A61B1/0052 A61B1/008 A61B1/0016		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010045602 2010-03-02 JP		
其他公开文献	CN102573599B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

医疗系统具有：可动部，其能够进行规定角度范围内的角度的变更；致动器，其进行驱动以通过线的牵引来变更可动部的角度；控制部，其进行致动器的驱动控制；松弛检测部，其检测线是否存在松弛的驱动状态；松弛调整部，其根据松弛检测部的检测结果来调整线的松弛；以及松弛调整指示输入部，其进行线的松弛的调整指示输入，松弛调整部针对线的松弛的调整指示输入调整为规定调整状态。

