

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680026774.5

[43] 公开日 2008年7月23日

[11] 公开号 CN 101227854A

[22] 申请日 2006.7.20

[21] 申请号 200680026774.5

[30] 优先权

[32] 2005.7.25 [33] JP [31] 214726/2005

[32] 2005.7.25 [33] JP [31] 214727/2005

[32] 2005.7.25 [33] JP [31] 214728/2005

[32] 2005.7.25 [33] JP [31] 214729/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/314398 2006.7.20

[87] 国际公布 WO2007/013350 日 2007.2.1

[85] 进入国家阶段日期 2008.1.22

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 河合利昌

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
代理人 黄纶伟

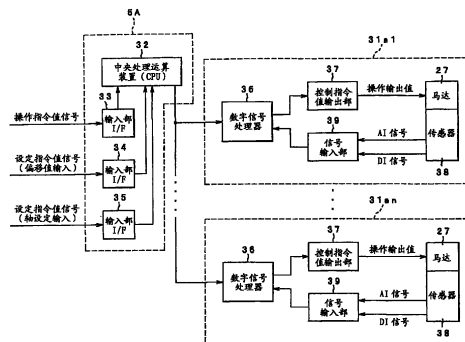
权利要求书 4 页 说明书 75 页 附图 52 页

[54] 发明名称

医疗用控制装置

[57] 摘要

本发明提供一种医疗用控制装置，通过控制插入部的弯曲部的驱动，以使该弯曲部具有与管腔内的形状一致的形状，可提高医疗用具的插入部的插入性。因此，控制器(5)具有进行弯曲部(14)的姿势控制的伺服控制器(36A)，在该伺服控制器(36A)内设置有点锁定运算部(50)。点锁定运算部(50)根据所提供的前端指令值信息和位置 F/B 信息，通过前端链接根部坐标位置计算部(51)和反运动学运算部(52)进行用于获得针对前端侧的链接构件(21a1)的伺服位置指令信号和针对该链接构件(21a1)以外的链接构件(21a)的伺服位置指令信号的运算处理，并输出到驱动部(10b)。由此，可在前端侧的链接构件(21a1)和任意的链接构件(21a)的2个部位进行点锁定，其他链接构件(21a)被控制为具有冗余性的姿势。



1. 一种医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有：
医疗用具，其在被插入到被检体内的插入部的前端侧具有将多个链接构件分别自由转动地连设的弯曲部；

驱动单元，其用于使上述多个链接构件分别转动来使上述弯曲部进行弯曲动作；

指定单元，其指定上述多个链接构件内的至少任一个链接构件，并指定该链接构件的位置和方向；以及

控制单元，其运算上述多个链接构件的各自的角度，以便在上述医疗用具的上述弯曲部移动时，在维持由上述指定单元所指定的位置和方向的同时，使由上述指定单元所指定的链接构件和与该链接构件连接的其他链接构件通过上述位置，并且该控制单元根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

2. 根据权利要求1所述的医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有第1检测单元，该第1检测单元检测上述多个链接构件相互形成的角度以及该角度的变化量；

上述控制单元使用上述第1检测单元的检测结果来运算上述多个链接构件中的相邻链接构件的各自的角度，并根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

3. 根据权利要求1或权利要求2所述的医疗用控制装置，其特征在于，由上述指定单元所指定的链接构件是上述多个链接构件内的至少最前端侧的链接构件和该链接构件以外的链接构件的双方。

4. 根据权利要求1至权利要求3中的任一项所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述指定单元具有变更单元，该变更单元按预先设定的量变更由上述指定单元所指定的链接构件的位置或方向。

5. 根据权利要求1至权利要求4中的任一项所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述控制单元通过使上述驱动单元的驱动停止，可使上述多个链接构件的全部或一部分自由转动。

6. 根据权利要求5所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述指定单元具有选择单元，该选择单元用于选择进行自由转动的链接构件；

上述控制单元可仅使由上述选择单元所选择的链接构件自由转动。

7. 根据权利要求1所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述医疗用控制装置具有设定单元，该设定单元在运算上述多个链接构件的各自相邻链接构件形成的角度时，设定用于使上述相邻链接构件形成的角度在预先设定的容许范围内的参数；

上述指定单元指定上述多个链接构件内的最前端侧的链接构件的位置和方向；

上述控制单元根据由上述设定单元所设定的参数运算上述多个链接构件的各自的角度，以便在上述医疗用具的上述弯曲部移动时，在维持由上述指定单元所指定的位置和方向的同时，使上述最前端侧的链接构件和与该链接构件连接的其他链接构件通过上述位置，并且上述控制单元根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

8. 根据权利要求7所述的医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有第2检测单元，该第2检测单元针对各链接构件检测施加给上述多个链接构件的各方的力量；

上述控制单元根据上述第2检测单元的检测结果变更上述参数，根据该变更后的参数运算上述多个链接构件中的相邻链接构件的各自的角度，并根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

9. 根据权利要求7所述的医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有第1检测单元，该第1检测单元检测上述多个链接构件相互形成的角度以及该角度的变化量；

上述控制单元根据上述第1检测单元的检测结果变更上述参数，根据该变更后的参数运算上述多个链接构件中的相邻链接构件的各自的角度，并根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

10. 根据权利要求1所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述医疗用具在被插入到被检体内的插入部的前端侧具有将与多个弯曲操作线分别连接的多个链接构件分别自由转动地连设的弯曲部；

上述驱动单元通过牵引或松弛上述弯曲操作线的各方来使上述多个链接构件分别转动，使上述弯曲部进行弯曲动作；

上述指定单元指定上述多个链接构件内的上述插入部的最前端侧的链接构件的位置和方向。

11. 根据权利要求 10 所述的医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有第 1 检测单元，该第 1 检测单元检测上述多个链接构件相互形成的角度以及该角度的变化量；

上述控制单元使用上述第 1 检测单元的检测结果来运算上述多个链接构件中的相邻链接构件的各自的角度，并根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

12. 根据权利要求 11 所述的医疗用控制装置，其特征在于，当上述最前端侧的链接构件朝与上述指定单元所指定的方向不同的方向变化时，上述控制单元使用上述第 1 检测单元的检测结果来运算与上述最前端侧的链接构件连接的多个链接构件中的相邻链接构件的各自的角度，以便按照在上述最前端侧的链接构件的上述变化的方向相反的方向上变化的量转动，并且上述控制单元根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

13. 根据权利要求 10 至权利要求 12 中的任一项所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述多个弯曲操作线具有用于使上述弯曲部朝至少 2 个方向分别进行弯曲动作的第 1 和第 2 弯曲操作线；

上述控制单元在上述弯曲部的在上述 2 个方向的弯曲动作后，控制上述驱动单元，以使牵引上述第 1 弯曲操作线的力量与牵引上述第 2 弯曲操作线的力量相同，从而使上述弯曲部产生刚性。

14. 一种医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有：
医疗用具，其在被插入到被检体内的插入部的前端侧具有将多个链接构件分别自由转动地连设的弯曲部；

驱动单元，其用于使上述多个链接构件分别转动来使上述弯曲部进行弯曲动作；

指定单元，其指定上述多个链接构件内的上述插入部的最前端侧的

链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度；以及

控制单元，其控制上述驱动单元，以便在使上述最前端侧的链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度移动成从上述前端侧朝基端侧顺次相邻的链接构件形成的角度的同时，使上述多个链接构件转动。

15. 根据权利要求 14 所述的医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有时间变更单元，该时间变更单元变更使上述最前端侧的链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度移动成从上述前端侧朝基端侧顺次相邻的链接构件形成的角度的各自的移动时间。

16. 根据权利要求 15 所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述时间变更单元通过对用于使上述最前端侧的链接构件转动到上述最前端侧的链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度的指令信号的相位进行延迟，来变更使该指令值信号针对与上述最前端侧的链接构件连接的基端侧的多个链接构件顺次移动的各自的移动时间。

17. 根据权利要求 14 至权利要求 16 中的任一项所述的医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有选择单元，该选择单元选择使上述指定单元所指定的上述最前端侧的链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度顺次移动的链接构件。

18. 根据权利要求 14 至权利要求 17 中的任一项所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述控制单元在使上述最前端侧的链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度移动的规定时间后，控制驱动单元，以使上述多个链接构件分别转动成反方向。

19. 根据权利要求 1 至权利要求 18 中的任一项所述的医疗用控制装置，其特征在于，上述医疗用具是在上述插入部的前端侧具有上述弯曲部的内窥镜。

医疗用控制装置

技术领域

本发明涉及对用于使医疗用具的弯曲部进行弯曲动作的驱动单元进行控制的医疗用控制装置。

背景技术

以往，内窥镜作为医疗用具被广泛利用。这种内窥镜具有细长的插入部，手术医生通过将插入部插入到体腔内，可观察体腔内脏器，或者可根据需要使用插通到处置工具通道内的处置工具来进行各种治疗处置。并且，即使在提供给工业领域的内窥镜中，作业者也能通过插入细长的插入部，观察或检查锅炉、涡轮机、发动机、化学设备等的内部的损伤和腐蚀等。

在这种内窥镜中，在插入部的前端部基端侧设置有自由弯曲的弯曲部。在上述内窥镜中，手术医生等使用者通过操作设置在操作部内的弯曲操作杆等弯曲操作输入单元，来向用于使弯曲部进行弯曲动作的弯曲驱动单元指示输入上述弯曲部的弯曲方向和弯曲速度作为弯曲量。

由此，上述弯曲驱动单元根据上述弯曲操作杆的弯曲量，机械地牵引或松弛与构成上述弯曲部的弯曲块连接的弯曲操作线，从而使上述弯曲部进行弯曲动作。

这种现有的内窥镜中有电弯曲驱动方式即电动弯曲内窥镜，该内窥镜对作为弯曲驱动单元的例如内置于内窥镜内部的马达进行电转动控制，借助该马达的驱动力牵引或松弛弯曲操作线来使上述弯曲部进行弯曲动作。

例如，在日本特许 2917263 号公报中公开了一种技术，该技术涉及在电动弯曲内窥镜中具有牵引上述弯曲操作线的滑轮、并可将与该滑轮对应的马达的扭矩设定成与内窥镜插入部的种类一致的控制单元等。

并且，在日本特许 2845255 号公报中公开了一种技术，该技术涉及在电动弯曲内窥镜中可使施加给弯曲部的所有操作范围的马达的负荷均匀的内窥镜的弯曲操作装置。

然而，关于上述现有的电动弯曲内窥镜，通过操作弯曲输入单元，根据所指示输入的弯曲量来对作为弯曲驱动单元的马达进行电转动控制，从而牵引或松弛弯曲操作线来使上述弯曲部进行弯曲动作。并且，具有以下结构，即：该弯曲部连接有多个弯曲块，在弯曲时弯曲部在弯曲部整体范围内进行弯曲。因此，例如，在将内窥镜的插入部插入到大肠等管腔内时，向 S 状结肠部的插入需要熟练的操作。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而作成的，本发明的目的是提供一种可提高针对弯曲的管腔内的医疗用具的插入部的插入性的医疗用控制装置。

本发明是一种医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有：医疗用具，其在被插入到被检体内的插入部的前端侧具有将多个链接构件分别自由转动地连设的弯曲部；驱动单元，其用于使上述多个链接构件分别转动来使上述弯曲部进行弯曲动作；指定单元，其指定上述多个链接构件中的至少任一个链接构件，并指定该链接构件的位置和方向；以及控制单元，其运算上述多个链接构件的各自的角度，以便在上述医疗用具的上述弯曲部移动时，在维持由上述指定单元所指定的位置和方向的同时，使由上述指定单元所指定的链接构件和与该链接构件连接的另一链接构件通过上述位置，并且该控制单元根据该运算结果控制上述驱动单元，以使上述多个链接构件转动。

并且，本发明是一种医疗用控制装置，其特征在于，该医疗用控制装置具有：医疗用具，其在被插入到被检体内的插入部的前端侧具有将多个链接构件分别自由转动地连设的弯曲部；驱动单元，其用于使上述多个链接构件分别转动来使上述弯曲部进行弯曲动作；指定单元，其指定上述多个链接构件中的上述插入部的最前端侧的链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度；以及控制单元，

其控制上述驱动单元，以便使上述最前端侧的链接构件和与上述最前端侧的链接构件连接的链接构件之间的空间内的角度移动成从上述前端侧朝基端侧顺次相邻的链接构件所形成的角度，同时使上述多个链接构件转动。

附图说明

图 1 涉及本发明的实施例 1，是使用医疗用控制装置而构成的内窥镜装置的系统结构图。

图 2 同上，是示出内窥镜装置的主要构成部分的电气结构的框图。

图 3 同上，是从插入部的前端侧透视插入部驱动机构的要部的配置图。

图 4 同上，是示出插入部驱动机构的要部的配置图。

图 5 同上，是驱动机构由马达和齿轮构成的弯曲部的概略结构图。

图 6 同上，是示出图 5 所示的弯曲部的变形例 1 的概略结构图。

图 7 同上，是示出图 5 所示的弯曲部的变形例 2 的概略结构图。

图 8 同上，是示出马达与挠性轴的连接结构的透视图。

图 9 同上，是示出具有控制器、驱动部以及插入部驱动机构的主要部的控制框图。

图 10 同上，是示出图 9 所示的上述指令控制部和致动器控制块的具体结构的框图。

图 11 同上，是示出致动器控制块的具体结构的框图。

图 12 同上，是示出图 11 的伺服控制器的框线图。

图 13 同上，是前端部侧的链接构件处于规定的前端位置和姿势矢量的状态的说明图。

图 14 同上，是示出在是图 13 的链接构件的姿势状态的情况下所预想的其他链接构件的状态的说明图。

图 15 同上，是示出仅对前端部侧的链接构件进行了独立地姿势控制后的规定的位置和姿势矢量的状态的说明图。

图 16 同上，是示出伺服控制器的概略结构的框图。

图 17 同上，是示出图 16 的控制律运算部的具体结构的框图。

图 18 同上，是示出图 17 的动态学运算部的概略结构的框图。

图 19 同上，是示出图 18 的动态学运算部的具体结构的框图。

图 20 同上，是示出图 17 的运动学运算部的概略结构的框图。

图 21 同上，是示出图 20 的运动学运算部的具体结构的框图。

图 22 同上，是示出伴随插入部的插入时的插入部的物理特性的说明图。

图 23 同上，是示出在将前端侧的链接进行了固定的情况下的其他链接构件的姿势状态的说明图。

图 24 同上，是示出用于获得最佳的关节扭矩指令值信号的系数即权函数的一例的曲线图。

图 25 同上，是示出权函数的变形例 1 的特性的曲线图。

图 26 同上，是示出权函数的变形例 2 的特性的曲线图。

图 27 同上，是示出权函数的变形例 3 的特性的曲线图。

图 28 同上，是示出权函数的变形例 4 的特性的曲线图。

图 29 同上，是示出权函数的变形例 5 的特性的曲线图。

图 30 同上，是示出内窥镜装置 1 的控制器 5 的具体结构的框图。

图 31 同上，是对插入部驱动机构部的姿势控制进行说明的图，是示出对前端侧的链接构件进行了点锁定的状态的说明图。

图 32 同上，是示出通过对前端侧的链接构件进行点锁定来使下一级链接构件具有冗余性的状态的说明图。

图 33 同上，是示出图 30 的点锁定运算部的具体结构的框图。

图 34 同上，是示出图 33 的反运动学运算部的具体结构的框图。

图 35 同上，是说明仅对前端侧的链接构件进行了点锁定时的姿势状态的图。

图 36 同上，是进一步说明对第 4 链接构件进行了点锁定时的姿势状态的说明图。

图 37 同上，是用于在进行 2 个部位的点锁定的情况下进行姿势控制的说明图。

图 38 同上，是示出针对各链接构件 21 设置有点锁定运算部的控制器内部的结构的框图。

图 39 同上，是示出设置有驱动轴设定单元和驱动轴识别单元的控制律运算部的结构的框图。

图 40 同上，是具有偏移指令输入部的伺服控制器的框线图。

图 41 同上，是示出在将图 39 的驱动轴设定单元和驱动轴识别单元与图 40 的偏移指令输入部进行组合而构成的情况下的伺服控制器的框图。

图 42 涉及本发明的实施例 2，是示出针对各链接构件设置有检测由于与肠壁接触而产生的负荷的负荷检测部的插入部驱动机构的结构的概略结构图。

图 43 同上，是示出图 42 的负荷检测部和控制律运算部 36B 内所包含的动态学运算部的框图。

图 44 同上，是示出来自负荷检测部的检测结果和决定权函数的系数的特性的曲线图。

图 45 同上，是示出与图 44 的特性不同的特性的一例的曲线图。

图 46 示出实施例 2 的变形例 1，是示出来自负荷检测部的检测结果和时间的特性的曲线图。

图 47 是示出用于实施实施例 2 的变形例 1 的主要块结构的框图。

图 48 示出实施例 2 的变形例 2，是示出来自用作负荷检测部的位移传感器的检测结果和时间的特性的曲线图。

图 49 是示出用于实施实施例 2 的变形例 2 的主要块结构的框图。

图 50 涉及本发明的实施例 3，是示出驱动机构由弯曲操作线、驱动用滑轮以及自由滑轮构成的弯曲部的结构的上面图。

图 51 同上，是示出设置在图 50 所示的弯曲部的各链接构件之间的弯曲操作线的悬挂状态的侧面图。

图 52 同上，是示出图 50 的具有驱动轴的驱动用滑轮的结构的结构图。

图 53 同上，是示出图 50 的自由滑轮的结构的上图。

图 54 同上, 是用于对在通过牵引或松弛弯曲操作线来使链接构件进行弯曲动作的情况下的问题进行说明的说明图, 是示出多个链接构件在非弯曲动作时的状态的图。

图 55 同上, 是示出在使第二级链接构件弯曲了 90 度时前端侧的链接构件由于干扰而弯曲的状态的图。

图 56 同上, 是示出来自负荷检测部的检测结果和决定权函数的系数的特性的曲线图。

图 57 同上, 是示出利用本实施例的控制器从图 55 所示的状态将前端侧的链接构件进行了 90 度反向校正控制的状态的图。

图 58 涉及本发明的实施例 4, 是示出内窥镜装置整体结构的结构图。

图 59 同上, 是对由控制器进行了弯曲驱动时的弯曲部的特性进行说明的说明图。

图 60 是对由实施例 4 的控制器进行了刚性控制时的弯曲部的特性进行说明的说明图。

图 61 涉及实施例 4 的变形例 1, 是示出内窥镜装置整体结构的结构图。

图 62 同上, 是示出伺服控制器内的具体结构的框图。

图 63 同上, 是对由控制器进行了刚性控制时的弯曲部的特性进行说明的说明图。

图 64 同上, 是示出图 62 的弯曲用控制部的框线图。

图 65 同上, 是示出图 62 的刚性控制用控制部的框线图。

图 66 涉及实施例 4 的变形例 2, 是示出变形例 2 的内窥镜装置整体结构的结构图。

图 67 同上, 是对由控制器进行了刚性控制时的弯曲部的特性进行说明的说明图。

图 68A 同上, 是用于对作用进行说明的弯曲部的原理图。

图 68B 同上, 是示出由于伴随第 1 弯曲部的线的牵引的蛇管长度缩短而使线发生松弛的状态的说明图。

图 68C 同上, 是示出由于伴随第 2 弯曲部的线的牵引的第 2 弯曲部

的蛇管长度缩短而使线发生松弛的状态的说明图。

图 69 同上，是示出控制部的框线图。

图 70 涉及实施例 5，是示出伺服控制器内所包含的运动学运算部的框图。

图 71 同上，是示出针对各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图。

图 72 同上，是图 71 的控制块的框线图。

图 73 同上，是示出图 71 的控制块的具体结构的框图。

图 74 是示出实施例 5 的变形例 1 的框图。

图 75 是示出实施例 5 的变形例 2 的框图。

图 76 同上，是示出图 75 的操作量变化检测部的具体结构的框图。

图 77 同上，是示出在图 75 的操作量变化检测部内设置了不灵敏区范围设定部的结构的框图。

图 78 涉及本发明的实施例 6，是示出针对各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图。

图 79 同上，是示出图 78 的控制块的输入输出信号的增益和频率的特性的曲线图。

图 80 同上，是示出图 78 的控制块的输入输出信号的相位和频率的特性的曲线图。

图 81 同上，是示出在复开平面中实轴上的极值和零点值针对虚轴被设定为对象的状态的图。

图 82 同上，是示出在复开平面中正负实轴上的极值和零点值针对虚轴被设定为对象的状态的图。

图 83 同上，是示出图 78 的第 1 控制块内所包含的滤波器部的框图。

图 84 是示出实施例 6 的变形例 1 的框图。

图 85 是示出实施例 6 的变形例 2 的框图。

图 86 涉及本发明的实施例 7，是示出针对各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图。

图 87 示出实施例 7 的变形例，是示出具有用于设定移动路径的设定

单元的伺服控制器整体结构的框图。

图 88 同上，是用于对由图 87 的信道设定部能设定的信道进行说明的说明图。

图 89 同上，是示出信道设定部的输入输出信号的一例的图。

图 90 同上，是示出由信道设定部的信道设定所使用的置换矩阵的图。

图 91 同上，是示出由信道设定部所设定的信道设定例的图。

图 92 是用于对本发明的实施例 4 所涉及的基本移动控制进行说明的说明图。

图 93 涉及实施例 8，是用于对基于相对移动量的移动控制进行说明的说明图。

图 94 同上，是示出针对各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图。

图 95 同上，是示出图 94 的相对移动量变换部的具体结构的框图。

图 96 示出实施例 8 的变形例 1，是用于对基于相对移动量的另一移动控制进行说明的说明图。

图 97 是示出实施例 8 的变形例 2 的框图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施例进行说明。

图 1 至图 29 是用于对本发明的实施例 1 中的医疗用控制装置的基本结构进行说明的图，图 1 是使用医疗用控制装置而构成的内窥镜装置的系统结构图。

如图 1 所示，使用了本发明的医疗用控制装置的内窥镜装置 1 具有：作为医疗用具的电子内窥镜（以下简称为内窥镜）2，其在插入部前端部内具有未作图示的摄像单元，并在操作部 10 内或弯曲部 14 内具有用于使后述的插入部 9 的弯曲部 14 弯曲的驱动部 10b；光源装置 3，其与上述内窥镜 2 自由拆装地连接，并向该内窥镜 2 提供照明光；视频处理器 4，其与上述内窥镜 2 自由拆装地连接，控制上述内窥镜 2 的上述摄像单元，

并对从该摄像单元所获得的信号进行处理并输出标准的影像信号；控制器 5，其设置在上述视频处理器 4 内或者与该视频处理器 4 分开设置，控制上述内窥镜 2 的驱动部 10b，以使上述弯曲部 14 进行弯曲动作；监视器 6，其显示由上述视频处理器 4 进行信号处理而获得的内窥镜图像；作为指定单元的操作指令部 7，其与上述控制器 5 电连接；以及作为设定值输入单元的设定值指令部 8，其与上述控制器 5 电连接。

另外，上述视频处理器 4 可与未作图示的 VTR Deck（录像机走带机构）、视频打印机、视频盘、图像文件记录装置等连接。

上述内窥镜 2 具有：细长的插入部 9，其向观察对象部位插入；把持部 10，其与该插入部 9 的基端部连设，并具有视频开关、供气供水开关等操作部 10a；通用连接缆 11，其从该把持部 10 的侧面延设，并内置有与未作图示的摄像单元连接的信号电缆、传递照明光的光导等；以及连接器部 12，其设置在该通用连接缆 11 的端部，并与上述光源装置 3 和视频处理器 4 自由拆装地连接。

上述插入部 9 构成为连设有前端部 13、自由弯曲的弯曲部 14 以及长尺寸的具有挠性的挠性管部 15，该前端部 13 设置在前端，该弯曲部 14 设置在该前端部 13 的后部（被插入到被检体内的插入部 9 的前端侧），该挠性管部 15 设置在该弯曲部 14 的后部，并由软性的管状构件形成。

上述前端部 13 构成为内置有摄像部和未作图示的光导等，该摄像部被装入有作为摄像单元的 CCD 等未作图示的固体摄像元件和用于驱动该固体摄像元件的电路基板等，该光导传递用于对体腔内的观察对象部位进行照明的照明光。另外，上述弯曲部 14 的结构在后面描述。

上述控制器 5 通过连接线 7b 与上述操作指令部 7 电连接。该操作指令部 7 构成为具有例如操纵杆 7a，通过操作该操纵杆 7a 来输出用于使上述弯曲部 14 进行弯曲动作的操作指令值信号。

并且，上述控制器 5 通过连接线 8b 与设定值指令部 8 电连接。该设定值指令部 8 是使用例如键盘 8a 来构成的，通过使用该键盘 8a 的键操作，对控制器 5 进行使上述弯曲部 14 弯曲所需要的各种设定值的输入。

下面，参照图 3 至图 8 对上述弯曲部 14 的结构进行说明。并且，关

于上述弯曲部 14，为了简单起见，作为平面动作驱动部的处理进行说明（二维平面动作）。

图 3 和图 4 是对具有配备了链接结构的驱动机构的弯曲部的插入部前端侧的概略结构进行说明的图，图 3 是从插入部的前端侧透视插入部驱动机构的要部的配置图，图 4 是示出插入部驱动机构的要部的配置图。并且，图 5 是驱动机构由马达和齿轮构成的弯曲部的概略结构图，图 6 是示出图 5 所示的弯曲部的变形例 1 的概略结构图，图 7 是示出图 5 所示的弯曲部的变形例 2 的概略结构图，图 8 是示出马达与挠性轴的连接结构的透视图。

如图 3 和图 4 所示，弯曲部 14 设置在被插入到被检体内的插入部 9 的前端侧。该弯曲部 14 具有插入部驱动机构 20，该插入部驱动机构 20 是通过将多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an (n 是自然数) 借助多个关节构件 21b1、21b2、21b3...21bn 分别自由转动地连接来构成的。即，插入部驱动机构 20 具有多关节的链接结构。

并且，上述驱动部 10b 由作为驱动源的马达 27（参照图 5 和图 8）构成，该马达 27 用于使上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an 分别转动。

在作为该驱动部 10b 的马达 27 设置在上述操作部 10 内的情况下，如图 8 所示，挠性轴 30 经由接头 30a 与马达 27 的驱动轴 27a 连接。然后，尽管未作图示，然而该挠性轴 30 延设在插入部 9 内，基端部与上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an 连接。由此，各个马达 27 的旋转力经由挠性轴 30 被分别传递到上述多个链接构件 21a。

并且，在作为上述驱动部 10b 的马达 27 设置在插入部 9 的弯曲部 14 内的情况下，如图 5 所示，马达 27 分别配设在构成上述插入部驱动机构 20 的上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an 内。然后，马达 27 的旋转力通过与上述马达 27 连接的连接齿轮单元 26 等被分别传递到上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an。

另外，上述链接构件 21a 和关节构件 21b 的数量不限于图中所示的结构例，还能构成为根据上述内窥镜 2 的目的适当增减该数量。并且，

上述链接构件 21a1 配置在前端部 13 的最前端侧,从而使该链接构件 21a1 的后端侧顺次连接链接构件 21a2、21a3...21an。并且,伴随于此,上述关节构件 21b1、21b2、21b3...21bn 也从前端部 13 侧顺次分别配置在与链接构件 21a 之间。

图 5 示出上述弯曲部 14 的具体结构。

如图 5 所示,上述弯曲部 14 的插入部驱动机构 20 将作为上述驱动部 10b 的马达 27 分别配设在上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an 内。

上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an 借助作为上述关节构件 21b1、21b2、21b3...21bn 的接合轴 22 分别自由转动地连接。上述接合轴 22 是轴构件,在该接合轴 22 上分别安装有作为第 1 检测单元的电位计 23。

该电位计 23 检测接合轴 22 的旋转量,并将其作为链接构件 21a 的状态量检测信号经由未作图示的信号线输出到上述控制器 5。

并且,在上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3...21an 的各基端侧分别固定有对上述接合轴 22 进行自由转动地轴支撑的齿轮 24。该齿轮 24 与固设在连接齿轮单元 26 的轴 26a 上的齿轮 25 啮合。即,该连接齿轮单元 26 与针对上述链接构件 21a1、21a2、21a3...21an 的各方所设置的马达 27 的未作图示的驱动轴连接,该驱动轴的旋转力经由轴 26a 被传递到上述齿轮 25。

由此,马达 27 的旋转力经由连接齿轮单元 26 的轴 26a 和齿轮 25 被传递到齿轮 24,该齿轮 24 能使所固定的链接构件 21a 朝规定方向转动。

并且,图 5 所示的弯曲部 14 针对各链接构件 21a 具有构成插入部驱动机构 20 的马达 27、连接齿轮单元 26、以及齿轮 24、25,因而只要进行上述多个链接构件 21a1~21an 内的指定的链接构件 21a 的马达 27 的旋转控制,就能仅使上述所指定的链接构件 21a 进行旋转动作。

另外,在本实施例中,上述弯曲部 14 中的驱动机构 20 可以按图 6 所示的变形例 1 或者图 7 所示的变形例 2 来构成。参照图 6 和图 7 对这种弯曲部 14 的变形例 1 和变形例 2 进行说明。

变形例 1 和变形例 2 中的弯曲部 14 与图 5 所示的弯曲部 14 不同，针对各链接构件 21a 不设置马达 27，而在操作部 10 内设置有多个作为驱动部 10b 的马达 27。这些马达 27 各自的驱动轴 30b 分别经由接头 30a 与挠性轴 30 连接。并且，各挠性轴 30 延设在插入部 9 内，并与各链接构件 21a、21b、21c...21n 分别连接。然后，这些马达 27 的旋转力分别经由对应的挠性轴 30 被传递到上述多个链接构件 21a、21b、21c...21n。

如图 6 所示，变形例 1 的弯曲部 14 具有与图 5 所示的插入部驱动机构 20 大致相同的结构，然而针对各链接构件 21a 在所延设的挠性轴 30 的前端侧设置有齿轮 29。

该齿轮 29 与连接齿轮 28 啮合。该连接齿轮 28 被内装在上述链接构件 21a 内部，在该连接齿轮 28 的轴 29a 的相反侧固设有齿轮 25。然后，来自挠性轴 30 的旋转力经由该齿轮 25 被传递到齿轮 24。

由此，马达 27 的旋转力经由驱动轴 30b、接头 30a、挠性轴 30、齿轮 29、连接齿轮 28、轴 29a 以及齿轮 25 被传递到齿轮 24，该齿轮 24 能使所固定的链接构件 21a 朝规定方向转动。

变形例 1 的弯曲部 14 与图 5 所示的弯曲部 14 一样，针对各链接构件 21a 具有构成插入部驱动机构 20 的挠性轴 30、连接齿轮 28、以及齿轮 24、25，因而只要进行上述多个链接构件 21a1~21an 内的指定的链接构件 21a 的马达 27 的旋转控制，就能使上述所指定的链接构件 21a 进行旋转动作。

并且，如图 7 所示，变形例 2 的弯曲部 14 具有与上述变形例 1 的插入部驱动机构 20 大致相同的结构，然而具有以下结构，即：去除上述连接齿轮 28，并针对各链接构件 21a 将所延设的挠性轴 30 配设在各链接构件 21a 内部。

在上述挠性轴 30 的前端侧设置有上述齿轮 25。因此，来自挠性轴 30 的旋转力经由上述齿轮 25 而不经由连接齿轮 28 等连接构件被直接传递到固定在各链接构件 21a 的后端侧的齿轮 24。由此，与上述变形例 1 一样，上述齿轮 24 能使所固定的链接构件 21a 朝规定方向转动。

变形例 2 的弯曲部 14 与上述变形例 1 一样针对各链接构件 21a 具有

构成插入部驱动机构 20 的挠性轴 30 以及齿轮 24、25，因而只要进行上述多个链接构件 21a1~21an 内的指定的链接构件 21a 的马达 27 的旋转控制，就能仅使上述所指定的链接构件 21a 进行旋转动作。

下面，参照图 2 对配备了具有这种弯曲部 14 的内窥镜 2 的内窥镜装置 1 的电气的主要结构进行说明。

图 2 是示出内窥镜装置 1 的主要构成部分的电气结构的框图。

如图 2 所示，上述内窥镜装置 1 具有以下部分来构成主要部，即：作为操作单元和指定单元的操作指令部 7，其是使用例如操纵杆 7a 而构成的；作为设定值输入单元的设定值指令部 8，其是使用键盘 8a 而构成的；控制器 5，其根据来自上述操作指令部 7 的操作指令值信号、由上述设定值指令部 8 所设定的设定值以及来自上述电位计 23 等的状态量检测信号来输出用于控制上述驱动部 10b 的驱动指令值信号；马达 27 等驱动部 10b，其根据来自上述控制器 5 的驱动指令值信号而分别被控制旋转；以及插入部驱动机构 20，其设置在借助该驱动部 10b 的旋转力被控制姿势的弯曲部 14 内。

上述操作指令部 7 是用于使用操纵杆 7a 来指示上述弯曲部 14 的弯曲的操作单元，该操作单元把基于操作的操作指令值信号输出到上述控制器 5。并且，上述操作指令部 7 是指定构成上述弯曲部 14 的上述多个链接构件 21a1~21an 内的使二维的位置和方向固定的链接构件 21a 的指定单元，该指定单元把基于该操作的上述操作指令值信号输出到上述控制器 5。

图 9 示出具有上述控制器 5、驱动部 10b 以及插入部驱动机构 20 的主要部的控制框图。

如图 9 所示，上述控制器 5（参照图 2）具有指令控制部 5A。来自上述操作指令部 7 的操作指令值信号被提供给该指令控制部 5A。

上述指令控制部 5A 根据所提供的操作指令值信号和状态量检测信号，进行为控制设置在致动器控制块 31 内的驱动部 10b 所需要的运算处理等。

上述指令控制部 5A 与构成上述弯曲部 14 的插入部驱动机构 20 的针

对多个链接构件 21a 的各方所设置的多个第 1、第 2…第 n 致动器控制块 31a1~31an 电连接。

图 10 是示出图 9 所示的上述指令控制部 5A 和致动器控制块 31 的具体结构的框图。

如图 10 所示，上述指令控制部 5A 具有：输入部 I/F 33，其用于输入来自上述操作指令部 7 的操作指令值信号；输入部 I/F 34、35，其用于输入来自上述设定值指令部 8 的设定指令值；以及中央处理运算装置（例如 CPU）32，其根据经由这些 I/F 33~35 所输入的各种指令值信号，控制上述第 1、第 2…第 n 致动器控制块 31a1~31an 内的驱动部 10b。

另外，上述输入部 I/F 33 在操纵杆 7a 是输出模拟操作指令值信号的操纵杆的情况下，能输入该模拟信号。并且，上述输入部 I/F 33 在操作指令部 7 是输出其他数字操作指令值信号的操作单元的情况下，能输入该数字信号。

并且，上述输入部 I/F 34 能输入为使多个链接构件 21a 进行连续动作所需要的模拟设定值指令信号，上述输入部 I/F 35 能输入参数变更等的数字设定指令值。上述输入部 I/F 34 和上述输入部 I/F 35 可以构成为 1 个 I/F。

另一方面，上述致动器控制块 31 具有：数字信号处理器（Digital Signal Processor，以下称为 DSP）36，其高速进行各种运算处理，并根据运算结果生成驱动指令值信号并将其输出；控制指令值输出部 37，其根据来自该 DSP 36 的驱动指令值信号（伺服指令值信号）生成操作输出值信号（驱动信号）并将其输出；作为驱动部 10b 的马达 27，其根据来自该控制指令值输出部 37 的操作输出值信号被控制旋转；传感器 38，其是检测该马达 27 的旋转位置的编码器或者检测链接构件 21a 的旋转角度的电位计 23 等第 1 检测单元；以及信号输入部 39，其用于检测由该传感器 38 所检测的位置信息即状态量检测信号并将其输出到上述 DSP 36。

另外，在本实施例中，作为上述驱动部 10b 使用了马达 27，然而不限于此，可以构成为使用其他致动器作为驱动部 10b。

图 11 是示出上述致动器控制块的具体结构的框图，图 12 示出图 11

的伺服控制器的框图。

在图 10 所示的致动器控制块 31 中，上述 DSP 36 构成图 11 所示的伺服控制器 36A，该伺服控制器 36A 生成基于所提供的伺服指令值信号的操作输出值信号（驱动信号），并将其输出到上述控制指令值输出部 37 即驱动器（放大器）37a。另外，上述伺服控制器 36A 可以构成为置换成图 10 所示的 CPU 32。

上述驱动器 37a 将所提供的操作输出值信号放大来使马达 27 旋转。于是，利用该马达 27 的旋转来使图 5 所示的链接构件 21a 进行转动动作。此时，上述传感器 38 生成链接构件 21a 的状态量检测信号，并将其输出到上述信号输入部 39 即检测部（放大器）39a。

上述检测部 39a 将所提供的状态量检测信号放大并输出到上述伺服控制器 36A。由此，伺服控制器 36A 在进行所提供的状态量检测信号与伺服指令值信号的比较的同时，进行上述马达 27 的旋转控制。

在该情况下，如图 12 所示，上述伺服控制器 36A 根据所提供的伺服指令值信号以及由上述传感器 38 所获得的马达 27 的位移信息即状态检测信号，使用 PD 控制部 40 来进行公知的比例/微分控制等的 PD 控制，生成操作输出值信号（驱动信号），并将其提供给马达 27 来进行旋转控制。

另外，在具有这种多关节的链接结构的弯曲部 14 的内窥镜 2 中，为了以与大肠等的管腔内的形状一致的形状插入，有必要在将前端侧的链接构件 21a1 控制为最佳的姿势角度的同时，还与该控制联动地对与前端侧的链接构件 21a1 连接的多个其他链接构件 21a 进行控制。参照图 13 至图 15 对这种在本发明中使用的基本控制方法进行说明。

图 13 至图 15 是对具有多关节的链接结构的弯曲部的姿势控制进行说明的图，是与前端部 13 侧的链接构件 21a1~21a3 对应的说明图，图 13 是前端部 13 侧的链接构件 21a1 是规定的前端位置和姿势矢量的状态的图，图 14 是示出在是图 13 的链接构件 21a1 的姿势状态的情况下所预想的其他链接构件的状态的图，图 15 是示出仅对前端部 13 侧的链接构件 21a1 进行独立地姿势控制后的规定的位置和姿势矢量的状态的图。

本实施例的控制器 5 的指令控制部 5A 在对构成上述弯曲部 14 的多个链接构件 21a1~21an 分别进行姿势控制时,进行基于后述的运动学(正运动学和反运动学)的运算处理。

另外,基于正运动学的运算处理是用于当获得了各关节(各链接构件 21a)的角度时,求出前端部的位置/姿势矢量的运算处理,基于反运动学的运算处理意味着用于当获得了前端部的位置/姿势矢量时,求出各关节(各链接构件 21a)的角度的运算处理。

上述指令控制部 5A 根据对后述的机器人运动学进行定量的基本式,进行运算处理。下述示出这种对机器人运动学进行定量的基本式。后面,为了简单起见,进行如 3 链接和上述那样只限二维平面的动作说明,然而从二维平面动作置换成三维空间动作,这与公知的机器人坐标变换处理一样能通过替换成使用 DH 法(Denavit-Hartenberg 表示法)的处理来进行应对。

这里,设 x 为手指尖坐标, q 为关节坐标,以及 J 为雅可比行列式(速度矢量),则可定义下述的式。另外,假定 x 、 q 、 J 表示各个矢量。

(式 1)

手指尖与关节的位置关系 $x = p(q)$... (式1)

另外,由于图 13 示出二维坐标,因而是 $x = \begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix}$ 。

(式 2)

手指尖与关节的速度关系 $(dx/dt) = J \cdot (dq/dt)$... (式2)

然后,只要解以上的式(式 1、式 2)和各链接约束条件的运动学(拉格朗日算符),就能导出下述的机器人动态学(关节坐标中的扭矩 τ (或者 $\partial^2 q / \partial t^2$) 与动态学的关系)。

(式 3)

$\tau = H(q) \cdot (d^2q/dt^2) + h(q, (dq/dt)) + g(q) - \tau_{EXT}$... (式3)

式中, $H(q)$ 表示惯性矩阵项, h 表示依赖于科里奥利和姿势变化的动态学项, g 表示重力项, τ_{EXT} 表示干扰要素。

在各关节（各链接构件 21a，图 13 中的 q_1 、 q_2 、 q_3 ）和手指尖位置（前端侧的链接构件 21a1 的位置， q_1 ）中，关于手指尖位置加速度和关节加速度的动态关系，使用上述（式 1）～（式 3）的关系和对上述（式 2）两边进行了时间微分操作后的结果，并且可通过 $X=J \cdot (d^2q/dt^2) + (dJ/dt) \cdot (dq/dt)$ 的关系和对其右边进行矩阵分解（奇异值分解等）来将矩阵空间分解成核空间（Kernell）和零空间（Null）。

由此，能导出下述所示的（式 4）。

（式 4）

$$(d^2q/dt^2) = J^*((d^2x/dt^2) - (dJ/dt) \cdot (dq/dt)) + (I - J^*xJ) \cdot (d^2q/dt^2) \quad \dots(\text{式4})$$

其中，（式 4）中的标记#表示伪逆矩阵。一般，在上述（式 4）中，左边第 1 项表示手指尖位置的运动，第 2 项表示手指尖以外的各关节的运动。因此，在决定手指尖位置（前端侧链接构件 21a1 的位置， q_1 ）的情况下，其以后的关节姿势（其他链接构件 21a2～21an， q_1 、 q_2 ）不是唯一决定的。

即，如图 14 所示，在指定了前端部的 q_1 的位置的情况下，包含该 q_1 的由 q_2 和 q_3 构成的链接构件的姿势的取法也可执行在图中实线所示的姿势以外由点线所示的姿势的取法，姿势不是唯一决定的。即，弯曲部 14 的各链接构件 21a 具有机器人姿势的冗余性。

然后，控制器 5 的指令控制部 5A 进行用于实时控制上述（式 3）、（式 4）的链接运动方程式的应赋予给各链接的扭矩计算，即后述的（式 7）、（式 8）的计算，而如图 15 所示，关于从前端部起下一级链接构件 21a2、21a3（ q_2 、 q_3 ），进行基于链接位置/姿势的运动学的运算处理，关于前端侧的链接构件 21a1（ q_1 ），根据进行独立地驱动控制的算法（被存储在未作图示的存储器内）进行运算处理。

由此，当决定了前端侧的链接构件 21a1 的位置和姿势（方向）时，通过进行上述运算处理，能求出与前端侧的链接构件 21a1 连接的其他链接构件 21 的角度。

下面，参照图 16 至图 21 对用于进行基于上述运动学（正运动学和反运动学）的运算处理的伺服控制器 36A 的具体结构和控制方法进行说

明。

图 16 至图 21 是用于对伺服控制器 36A 的具体结构和控制方法进行说明的图，图 16 是示出伺服控制器 36A 的概略结构的框图，图 17 是示出图 16 的控制律运算部 36B 的具体结构的框图，图 18 是示出图 17 的动态学运算部 43 的概略结构的框图，图 19 是示出图 18 的动态学运算部 43 的具体结构的框图，图 20 是示出图 17 的运动学运算部 41 的概略结构的框图，图 21 是示出图 20 的运动学运算部 41 的具体结构的框图。

如图 16 所示，伺服控制器 36A 具有控制律运算部 36B，该控制律运算部 36B 被提供了：前端侧的链接构件 21a1 或各链接构件 21a 中的包含伺服指令值信号的设定指令值信号等指令值信息（也包含设定值信息），以及各链接构件 21a 中的状态量检测信号等位置反馈信息（以下称为位置 F/B 信息）。

然后，上述控制律运算部 36B 根据所提供的指令值信息和位置 F/B 信息，在后述的运动学运算部 41 和动态学运算部 43 中进行用于获得作为与各链接构件 21a 对应的驱动指令值信号的关节扭矩指令值信号的运算处理，并输出到驱动部 10b。

图 17 示出上述控制律运算部 36B 的具体结构。

如图 17 所示，上述控制律运算部 36B 具有：运动学运算部 41，其输入前端侧的链接构件 21a1 的前端位置坐标即指令值位置信息以及各关节（各链接构件 21a）的关节位置 F/B 信息，使用这些信息来进行基于运动学的运算处理；动态学运算部 43，其输入该运动学运算部 41 的运算结果以及上述指令值信息和关节位置 F/B 信息，使用这些信息来进行动态学运算处理，以便导出与各链接构件 21a 的变化量相关的动态部分；以及控制运算部 42，其输入上述指令值信息以及上述运动学运算部 41 和上述动态学运算部 43 的各运算结果，根据这些信息对控制各链接构件 21a 所需要的关节扭矩指令值信号进行运算处理。

然后，上述控制律运算部 36B 通过把所生成的上述关节扭矩指令值信号提供给上述致动器控制块 31 内的驱动部 10b，来控制插入部驱动机构（机械手）20。

此时,机械手 20 将由上述致动器控制块 31 内的传感器 38 所检测的状态量检测信号即各关节的关节位置 F/B 信息输出到上述运动学运算部 41 和动态学运算部 43。

图 18 示出上述动态学运算部 43 的概略结构,图 19 示出上述动态学运算部的具体结构。

如图 18 所示,上述动态学运算部 43 输入上述运动学运算部 41 的运算结果即后述的雅可比行列式(速度矢量,有时也作为 J 或雅可比行列式 J 来说明)以及上述指令值信息和关节位置 F/B 信息,使用这些信息进行动态学运算处理,从而导出与各链接构件 21a 的变化量相关的动态部分,即各链接构件 21a 的位置偏差、雅可比行列式 J、关节位置速度/加速度,并作为运算处理结果来输出。

具体地说,如图 19 所示,上述动态学运算部 43 具有正运动学运算部 44、时间微分运算部 45 以及时间微分运算部 46。

上述正运动学运算部 44 根据上述关节位置 F/B 信息进行基于上述的正运动学的运算处理。该运算输出结果由减法器从前端部的链接构件 21a1 的前端位置信息中减去,从而导出各链接构件 21a 的位置偏差 e 。

上述时间微分运算部 45 被输入上述关节位置 F/B 信息和雅可比行列式 J,使用上述关节位置 F/B 信息和雅可比行列式 J 来进行时间微分运算处理,从而生成各链接构件 21a 的位移量,即雅可比行列式速度 $\partial J/\partial t$ 和关节位置速度 $\partial q/\partial t$ 。

上述时间微分运算部 46 输入上述关节位置速度 $\partial q/\partial t$ 来进行时间微分运算处理,从而生成关节位置加速度 $\partial^2 q/\partial t^2$ 。

图 20 示出上述运动学运算部 41 的概略结构,图 21 示出上述运动学运算部 41 的具体结构。

如图 20 所示,上述运动学运算部 41 输入上述指令值信息和关节位置 F/B 信息,使用这些信息进行基于运动学的运算处理,从而导出前端侧的链接构件 21a1 的雅可比行列式 J、雅可比行列式 J 的伪逆矩阵 J^+ 、以及雅可比行列式 J 的零空间伪逆矩阵 $(I-J^+J)$,并作为运算处理结果来输出。

具体地说,如图 21 所示,上述运动学运算部 41 具有雅可比行列式运算部 47、伪逆矩阵运算部 48 以及雅可比行列式零空间运算部 49。

上述雅可比行列式运算部 47 根据上述指令位置信息和位置 F/B 信息进行用于获得雅可比行列式 J 的运算处理,并把所获得的雅可比行列式 J 输出到图 17 所示的控制运算部 42、上述伪逆矩阵运算部 48 以及上述雅可比行列式零空间运算部 49。

另外,下述示出基于上述雅可比行列式运算部 47 的雅可比行列式运算处理的(式 5)。

(式 5)

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial X_1}{\partial q_1} & \frac{\partial X_1}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial X_1}{\partial q_n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial X_n}{\partial q_1} & \frac{\partial X_n}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial X_n}{\partial q_n} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式}5)$$

上述伪逆矩阵运算部 48 被输入了上述雅可比行列式 J,对该雅可比行列式 J 进行普通逆矩阵运算处理,从而生成伪逆矩阵 J^+ ,并将其输出到图 17 所示的控制运算部 42 和上述雅可比行列式零空间运算部 49。

另外,下述示出基于普通逆矩阵运算处理的(式 6)。

(式 6)

$$J^+ = (J^T \cdot J)^{-1} \cdot J^T \quad \dots(\text{式}6)$$

其中,式中的上标 T 表示转置矩阵。

上述雅可比行列式零空间运算部 49 通过对所提供的雅可比行列式 J 和上述伪逆矩阵 J^+ 进行雅可比行列式零空间运算处理,来生成伪逆矩阵 $I - J^+J$,并将其输出到上述图 17 所示的控制运算部 42。

因此,上述雅可比行列式 J、雅可比行列式 J 的伪逆矩阵 J^+ 以及雅可比行列式零空间伪逆矩阵 $(I - J^+J)$ 作为上述运动学运算部 41 的运算处理结果被提供给图 17 所示的控制运算部 42。在控制运算部 42 中,进行基于上述的指令值和状态量的 PD 控制。

下面,对在上述的图 17 所示的控制律运算部 36B 内进行的各种运算

处理所需要的控制律式进行说明。

使用了本发明的医疗用控制装置的内窥镜装置 1 具有插入部驱动机构 20，该插入部驱动机构 20 具有多个链接构件 21a 和多个关节构件 21b 来构成机械手。因此，上述图 17 所示的控制律运算部 36B 以机械手运动方程式即上述（式 3）和（式 4）为基础，并使用基于后述的机械手控制律的各式来进行各种运算处理，从而导出上述关节扭矩指令值信号。

下述示出基于上述机械手控制律的公式。在该情况下，设关节扭矩为 τ ，设位置偏差为 e ，得到

（式 7）

$$\tau = J^* \cdot \left(\frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + K_D \cdot \frac{\partial e}{\partial t} + K_P \cdot e - \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} \right) + (I - J^* \cdot J) \cdot \frac{\partial^2 q}{\partial t^2} \cdot \phi + h \left(q, \frac{\partial q}{\partial t} \right) + g(q) \quad \dots(\text{式7})$$

其中， K_P 是控制量比例增益， K_D 是控制量微分增益， e 是根据指令值和状态量而计算的位置偏差， ϕ 表示用于对上述的冗余性进行加权的控制参数， $h(*, *)$ 、 g 是上述的参数。

（式 8）

$$\phi = - \left(K_{NULL} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} + \frac{\partial(I - J^* \cdot J)}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} \right) \quad \dots(\text{式8})$$

另外， K_{NULL} 是在上述控制运算部 42 中使用的系数。

在上述（式 7）中，通过应用由图 17 所示的上述运动学运算部 41、上述动态学运算部 43 以及上述控制运算部 42 所求出的各种运算处理结果，可得到关节扭矩 τ 。

并且，在上述（式 8）中，上述 K_{NULL} 以外的值是由上述运动学运算部 41 求出的运算结果。

另外，在将上述结构的内窥镜 2 的插入部 9 插入体腔内的情况下，期望的是弯曲部自身具有柔软的动态学特性，以使弯曲部 14 不会成为刚体。因此，插入部驱动机构 20 通过在前端部具有基于图 22 所示的弹簧 20a 和挡板 20b 的组的动态学特性来实现。

换句话说，当借助弹簧 20a 和挡板 20b 的粘弹性作用而将图 22 中所示的力 F 施加给插入部 9 的前端部 13 时，上述弯曲部 14 具有柔软特性，即柔度特性。

以下，进行对安装在控制运算部 42 上的控制律的说明。

首先，图 22 中的动态学特性的运动方程式如（式 9）那样来描述。

（式 9）

$$F = M \cdot \frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + D \cdot \frac{\partial x}{\partial t} + Kx \quad \dots(\text{式}9)$$

根据（式 9），设机械手指尖的指令位置为 X，设施加给指尖的外力为 F_{TIP} ，其结果，当设要产生的位置为 X_D 时，具有柔度特性的前端的动态学特性如（式 10）所示。

（式 10）

$$M \cdot \frac{\partial^2 X}{\partial t^2} + D \cdot \frac{\partial (X - X_D)}{\partial t} + K \cdot (X - X_D) = F_{TIP} \quad \dots(\text{式}10)$$

这里，克服 F_{TIP} 的等效的关节力 τ_F 如（式 11）所示。

（式 11）

$$\tau_F = J^T(q) \cdot F \quad \dots(\text{式}11)$$

并且，为了简单起见，在前端部受约束的状态下从外部环境受到外力 F 时的运动方程式当仅针对前端部质量 M 来描述时如（式 12）所示。

（式 12）

$$H(q) \cdot \frac{\partial^2 q}{\partial t^2} + h \left(q, \frac{\partial q}{\partial t} \right) + g(q) = \tau + J(q)^T \cdot F \quad \dots(\text{式}12)$$

于是，如上所述，机械手的运动方程式从（式 13）导出（式 14a）和（式 14b）。

（式 13）

$$\frac{\partial X}{\partial t} = J(q) \cdot \frac{\partial q}{\partial t}$$

$$\frac{\partial^2 X}{\partial t^2} = \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} + J(q) \cdot \frac{\partial^2 q}{\partial t^2} \quad \dots(\text{式13})$$

(式 14a)

$$\begin{aligned} \tau = & h\left(q, \frac{\partial X}{\partial t}\right) + g(q) - H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} \\ & - H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot M(q)^{-1} \cdot \left(D \cdot \frac{\partial(X-X_D)}{\partial t} + K \cdot (X-X_D) \right) \\ & + \left(H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot M(q)^{-1} - J(q)^{-1} \right) \cdot F \quad \dots(\text{式14a}) \end{aligned}$$

(式 14b)

$$M(q) = \left(J(q)^{-1} \right)^T \cdot \left(J_0(q) \cdot R(q) \right) \cdot \left(J(q)^{-1} \right) \quad \dots(\text{式14b})$$

这里，重新进行了包含各链接的参数的机械手动态学的描述时的柔度特性如（式 15）所示。

(式 15)

$$M(q) \cdot \frac{\partial^2 X}{\partial t^2} + D \cdot \frac{\partial(X-X_D)}{\partial t} + K \cdot (X-X_D) = K_F F \quad \dots(\text{式15})$$

当把上述（式 15）代入上述（式 14a）时，如（式 16）所示。

(式 16)

$$\begin{aligned} \tau = & h\left(q, \frac{\partial X}{\partial t}\right) + g(q) - H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} \\ & - J^{-T}(q) \cdot D \cdot \frac{\partial(X-X_D)}{\partial t} + K \cdot (X-X_D) - (K_F - I) \cdot F \quad \dots(\text{式16}) \end{aligned}$$

上述（式 16）与式（7）相同的部分以别的形式表示。这里，为了简单起见，导出在前端部具有弹簧特性 K 的扭矩指令控制式。

在（式 16）中，当速度小时，能省略下述所示的（式 17）的右边 1、2 项，因而导出（式 17），而且，设 $D=0$ ， $K_F=I$ ，当假定前端位移量 $\Delta X = (X-X_D)$ 较小时， $\Delta X = J(q) \cdot \Delta q$ 近似成立。

其结果，导出（式 18）。该式表示使在把 K 设定为期望的柔度特性的情况下的各关节产生什么样的扭矩指令。

（式 17）

$$\tau = -J(q)^T \cdot D \cdot \frac{\partial(X-X_D)}{\partial t} + K \cdot (X-X_D) - (K_D - I) \cdot F \quad \dots(\text{式17})$$

（式 18）

$$\tau = -J(q)^T \cdot K \cdot J(q) \Delta q \quad \dots(\text{式18})$$

从上述可知，关于（式 7）和（式 16），一般，在（式 4）中左边第 1 项表示手边位置的运动，第 2 项表示关节的运动。

因此，上述控制器 5 的指令控制部 5A 如上所述对上述（式 7）和（式 8）进行实时扭矩计算，而针对与上述（式 7）的 2 项对应的值，对与链接构件 21a 的可动范围对应的加权进行运算处理，作为其结果，可以根据对驱动部 10b 进行驱动控制的算法进行运算处理。

即，把上述（式 7）的 2 项的 $(I - J^{\#} \cdot J) \cdot (d^2q/dt^2)$ 的算法变更为例如图 24 所示的参数即权函数 ϕ 来进行运算处理。即，上述权函数 ϕ 在决定各链接构件 21a 的角度时，进行这样的运算处理，即：在各链接可动范围极限内权重增大、并在可动范围中间位置附近权重减小。即，进行使各链接的姿势尽可能是在中间附近的姿势的权重设定，是用于排除不合理的姿势、且在容易运动的范围内进行动作的系数。

另外，例如相邻链接构件 21a 形成的角度被预先设定为 ± 90 度的范围作为容许范围。即，上述参数是用于使上述相邻链接构件 21a 形成的角度不为锐角的参数。

由此，上述插入部驱动机构 20 的各链接构件 21a 容易运动且能进行顺利的姿势控制。

另外，上述权函数 ϕ 可以使用后述的图 25 至图 29 中的任一曲线图所示的权函数。这些图 25 至图 29 的纵轴表示（式 8）中的 K_{NULL} ，横轴表示各链接构件 21a 的动作范围（各链接构件 21a 的被检测的角度）。并且，正的动作限制值是 90 度，负的动作限制值是 -90 度。

图 25 是示出权函数 ϕ 的变形例 1 的特性的曲线图。如图 25 所示，上

述权函数 ϕ 是一次函数，是通过按下述所示进行与各链接构件 21a 的位置变化对应的运算处理而得到的权函数。

(式 19)

$$\phi = a \cdot |(q_i - q_{i_org})| \quad \dots(\text{式19})$$

另外，在该情况下， α 是负定值， q_i 是各链接位置， q_{i_org} 是链接原点位置。

并且，图 26 是示出权函数 ϕ 的变形例 2 的特性的曲线图。如图 26 所示，上述权函数 ϕ 是二次函数，是通过按下述所示进行与各链接构件 21a 的位置变化对应的运算处理而得到的权函数。

(式 20)

$$\phi = a \cdot (q_i - q_{i_org})^2 \quad \dots(\text{式20})$$

另外，在该情况下， α 是负定值。

并且，图 27 是示出权函数 ϕ 的变形例 3 的特性的曲线图。如图 27 所示，上述权函数 ϕ 是通过按下述所示对与各链接构件 21 的位置变化对应的偏微分进行运算处理而得到的权函数。

(式 21)

$$\phi = a \sum_{i=1}^n \partial W_i / \partial q_i$$

$$\text{其中} \quad W_i = (q_i - q_{i_org}) / (q_{i_max} - q_{i_min})^2 \quad \dots(\text{式21})$$

另外，在该情况下， α 是负定值， q_i 是各链接位置， q_{i_org} 是链接原点位置， q_{i_max} 是链接上限角度值， q_{i_min} 是链接下限角度值。

并且，图 28 是示出权函数 ϕ 的变形例 4 的特性的曲线图。如图 28 所示，上述权函数 ϕ 根据情况与上述图 27 所示的权函数相反，使用尽可能在动作限制值附近的权函数，将 ϕ 的偏移值追加给后述的（式 22）而新得到 ϕ ，将 α 设定为正定值，从而还能实现图 28 的权函数。另外，在该情况下， α 是正定值。

并且，图 29 是示出权函数 ϕ 的变形例 5 的特性的曲线图。如图 29 所示，作为上述变形例 4 的相同效果，上述权函数 ϕ 可以如（式 22）那样使

用包含图中波线部分的三角函数的绝对值。

(式 22)

$$W_i = a \cdot \tan(q_i - q_{i_org}) \quad \dots(\text{式22})$$

另外, 在该情况下, α 是负定值。

因此, 通过使用上述图 25 至图 29 中的任一曲线图所示的上述权函数 ϕ 来进行运算处理, 能排除不合理的姿势, 能针对各链接构件 21a 取得用于在容易运动的范围内进行动作的角度。

并且, 在本实施例中, 还能针对机械手 20 的整体排除不合理的姿势, 进行用于在容易运动的范围内进行动作的加权, 而不是针对各链接构件 21a 进行加权。

在这种情况下, 上述权函数 ϕ 使用把机械手姿势的奇异度用作评价指标的权函数。即, 将针对雅可比行列式 J 的可操作性指标 M 按下述所示的 (式 23) 来定义, 可以使用该可操作性指标 M 来替代上述权函数 ϕ 。

(式 23)

$$M = \sqrt{|J \cdot J^T|} \quad \dots(\text{式23})$$

并且, 当计算 $J \cdot J^T$ 的固有值时, 得到 (式 24) 所示的图示

(式 24)

$$J \cdot J^T = \begin{matrix} \boxed{J} & \boxed{J^T} & \boxed{} \end{matrix} \Rightarrow \begin{matrix} \boxed{\diagdown} \end{matrix} \quad \dots(\text{图示})$$

即, 如上述 (式 23) 和 (式 24) 所示, 当计算 $J \cdot J^T$ 的固有值时, 通常, 矩阵 $J \cdot J^T$ 的阶数 = Rank (i), 然而在奇异姿势的情况下, 矩阵 $J \cdot J^T$ 的阶数 < Rank (i), 矩阵 M 退化。即, 通过替代上述权函数 ϕ , 而使用上述可操作性指标 M 来进行运算处理, 能针对机械手 20 的整体而不是各链接构件 21a 排除不合理的姿势, 能进行用于在容易运动的范围内进行动作的加权。在该情况下, 各链接构件 21a 不被唯一控制。

如以上所示, 示出了若干姿势控制中的权函数, 然而还能根据情况, 使用后述的轴切换单元, 选择性地对上述权函数的组合、各链接间的不同权重的组合。

在该情况下,上述图 25 至图 29 所示的权函数、以及(式 23)和(式 24)所示的使用了可操作性指标 M 的权函数分别能针对各表来存储。然后,控制器 5(具体地说是 CPU 32)选择基于上述多个表内的任一表的权函数,并使用所选择的权函数来进行各链接构件 21 的角度运算处理、或者针对机械手整体的各链接构件 21 的各角度的运算处理。

下面,参照图 30 至图 38 对进行上述的弯曲部 14 的姿势驱动控制的控制器 5 的实施例 1 进行说明。

图 30 至图 38 涉及本发明的实施例 1,图 30 是示出内窥镜装置 1 的控制器 5 的具体结构的框图,图 31 和图 32 是对构成弯曲部 14 的插入部驱动机构 20 的姿势控制进行说明的图,图 31 示出对前端侧的链接构件 21a1 进行了点锁定的状态,图 32 示出通过对前端侧的链接构件 21a1 进行点锁定来使下一级链接构件具有冗余性的状态。并且,图 33 是示出图 30 的点锁定运算部 50 的具体结构的框图,图 34 是示出图 33 的反运动学运算部 52 的具体结构的框图,图 35 是说明仅对前端侧的链接构件 21a1 进行了点锁定时的姿势状态的图,图 36 是进一步说明对第 4 链接构件 21a4 进行了点锁定时的姿势状态的图。而且,图 37 是用于在进行 2 个部位的点锁定的情况下进行姿势控制的说明图,图 38 是示出针对各链接构件 21a 设置有点锁定运算部的控制器内部的结构框图。

本实施例中的控制器 5 具有进行上述的弯曲部 14 的姿势控制的伺服控制器 36A,在该伺服控制器 36A 内设置有具有上述控制律运算部 36B 的运算处理功能的点锁定运算部 50。

上述伺服控制器 36 使用上述点锁定运算部 50,对上述多个链接构件 21a 的各自的角度进行运算处理,以便在上述弯曲部 14 被插入而移动时,在维持由上述操作指令部 7 所指定的位置和方向的同时,使由上述操作指令部 7 所指定的链接构件 21a1 和与该链接构件 21a1 连接的其他链接构件 22 通过上述位置,并且上述伺服控制器 36 根据该运算结果控制驱动部 10b,以使上述多个链接构件 21a 转动。

并且,在本实施例中,伺服控制器 36 在由上述点锁定运算部 50 进行用于求出上述多个链接构件 21a 的各自的角度运算处理时,在存储

有上述图 25 至图 29 的曲线图所示的特性等的权函数的各个表内手动或自动地选择任一表，使用基于该表的权函数来进行运算处理。

参照图 30、图 33 和图 34 对进行这种运算处理的点锁定运算部 50 的结构进行说明。

如图 30 所示，上述点锁定运算部 50 被提供了：前端侧的连接构件 21a1 中的包含伺服指令值信号的设定指令值信号等前端指令值信息，以及上述连接构件 21a1 中的状态量检测信号等位置 F/B 信息。

然后，上述点锁定运算部 50 根据所提供的前端指令值信息和位置 F/B 信息，利用后述的前端链接根部坐标位置计算部 51 和反运动学运算部 52 进行用于获得作为与各链接构件 21a 对应的驱动指令值信号的伺服位置指令信号（包含关节扭矩指令值信号）的运算处理。

即，上述点锁定运算部 50 根据所提供的前端指令值信息和位置 F/B 信息，对上述多个链接构件 21a 的各自的角度进行运算处理，以便在上述弯曲部 14 被插入而移动时，在维持由上述操作指令部 7 所指定的位置和方向的同时，使由上述操作指令部 7 所指定的链接构件 21a1 和与该链接构件 21a1 连接的其他链接构件 22 通过上述位置，并且上述点锁定运算部 50 把该运算结果作为伺服位置指令值信号输出到驱动部 10b。

另外，在上述点锁定运算部 40 的运算处理中使用的上述前端指令值信息和上述位置 F/B 信息表示由作为第 1 检测单元的传感器 38 检测的上述多个链接构件 21a 相互形成的角度以及该角度的变化量。

由此，驱动部 10b 根据所提供的伺服位置指令信号分别控制所指定的链接构件 21a 的转动，从而使具有上述插入部驱动机构 20 的弯曲部 14 按照与要插入的管腔内的形状一致的形状来弯曲。

图 31 示出仅前端侧的连接构件 21a 在所指示的规定的姿势状态下被点锁定的状态。

在控制成这种姿势状态的情况下，如图 32 所示，当把前端部侧的连接构件 21a1 的关节构件 21b1 设定为点锁定 R1 时，上述点锁定运算部 50 通过对该点锁定 R1 的点锁定坐标值进行运算处理，来生成对前端侧的连接构件 21a1 在二维中的位置和方向进行姿势控制所需要的伺服位置指令

信号。

并且，如图 32 所示，在前端侧的链接构件 21a1 被点锁定的姿势状态下，由上述点锁定 R1 以后的多个链接构件 21a2、21a3、21a4 构成的链接构件 20B 由于上述的姿势控制而具有冗余性，如图中波线所示能变化成不受限制的任意姿势。

图 33 示出上述点锁定运算部 50 的具体结构。如图 33 所示，上述点锁定运算部 50 具有前端链接根部坐标位置计算部 51 和反运动学运算部 52。

上述前端链接根部坐标位置计算部 51 被输入链接构件 21a 的关节角度信息、前端侧的链接构件 21a1 的位置信息即前端指令值信息以及位置 F/B 信息，根据这些信息计算前端侧的链接构件 21a1 的前端链接根部坐标位置，并把计算结果输出到反运动学运算部 52。

上述反运动学运算部 52 被输入来自上述前端链接根部坐标位置计算部 51 的前端指令值信息和上述位置 F/B 信息，根据这些信息对上述前端侧的链接构件 21a1 以后的链接构件 21a 中的根部坐标位置进行运算处理，生成并输出前端侧的链接构件 21a1 以外的伺服位置指令值信号。

图 34 示出上述反运动学运算部 52 的具体结构。如图 34 所示，上述反运动学运算部 52 具有：机构参数运算部 53、正运动学运算部 54、雅可比行列式运算部 55、增益 56、矩阵运算部 57、以及积分电路 58。上述机构参数运算部 53 根据位置 F/B 信息对用于将前端侧的链接构件 21a1 调整控制成微妙的姿势的前端链接偏移值进行运算处理并生成该值。对该前端链接偏移值与上述前端指令值信号之间求差，并对该差值与由上述正运动学运算部 54 进行了运算处理后的指令值 F/B 信息之间再次求差。由此，该差值作为第 2 级位置指令信息被提供给上述增益 56。上述增益 56 将所提供的第 2 级位置指令信息放大，并输出到上述矩阵运算部 57。

另一方面，上述雅可比行列式运算部 55 与图 21 中所说明的一样，通过根据指令值信息进行运算处理来生成雅可比行列式 J，并将其输出到上述矩阵运算部 57。

上述矩阵运算部 57 根据所提供的第 2 级位置指令信息, 进行用于决定与链接构件 21a 的姿势状态对应的第 2 级以后的链接构件 21a 的姿势(角度)的矩阵运算处理, 利用积分电路 58 对所获得的运算结果实施积分处理, 之后作为第 2 级以后的伺服指令值信号输出到驱动部 10b。

另外, 上述积分电路 58 的输出, 即第 2 级以后的伺服指令值信号经由上述雅可比行列式运算部 55 和正运动学运算部 54 被反馈成前端指令值信息和位置 F/B 信息之间的偏差值。这是因为考虑尽可能不发生在解反运动学时的奇解。

通常只要是反运动学就分析求解, 而在发生了奇解的情况下出现不求解的情况。因此, 这里不使用反运动学, 而使用通过正运动学求反运动学的方法, 从而具有根据增益 56 的值设定收敛速度的结构。

由此, 第 2 级以后的链接构件 21a 与上述前端侧的链接构件 21a1 的姿势控制联动地被控制成具有微妙的姿势。

图 35 示出由实施例 1 的点锁定运算部 50 进行了姿势控制的弯曲部 14 的弯曲状态。

例如, 当操作者使用操作指令部 7 来输入用于仅对前端侧的链接构件 21a1 进行点锁定的指示时, 上述点锁定运算部 50 通过如上所述进行运算处理, 来生成用于根据点锁定 R1 的点锁定坐标值(二维中的位置和方向)对前端侧的链接构件 21a1 进行点锁定的伺服位置指令值信号, 并将其提供给驱动部 10b 来进行控制。

由此, 弯曲部 14 的前端侧的链接构件 21a1 如图 35 所示根据由点锁定 R1 所指示的姿势矢量(二维的位置和方向)进行点锁定。

并且, 此时, 由上述点锁定 R1 以后的多个链接构件 21a2、21a3、21a4 构成的链接构件 20B, 如上述图 33 和图 34 的框图所说明那样, 由上述点锁定运算部 50 进行与上述前端侧的链接构件 21a1 的姿势控制联动的具有冗余性的姿势控制, 因而在例如图中的箭头 A 方向该姿势为任意。

即, 点锁定运算部 50 对上述多个链接构件 21a 的各自的角度进行运算处理, 以便在上述弯曲部 14 被插入而移动时, 在维持由上述操作指令部 7 所指定的位置和方向的同时, 使由上述操作指令部 7 所指定的链接

构件 21a1 和与该链接构件 21a1 连接的其他链接构件 22 通过上述位置，并且上述点锁定运算部 50 根据该运算结果控制驱动部 10b，以使上述多个链接构件 21a 转动。

另外，上述点锁定运算部 50 在对上述多个链接构件 21a 的各自的角度进行运算处理的情况下，使用基于由上述设定值指令部 8 所指定的权函数表的权函数来进行运算处理。由此，排除多个链接构件 21a 和机械手 20 的不合理的姿势，可针对上述多个链接构件 21a 的各方取得在容易运动的范围内进行动作所需要的角度，并根据该运算结果控制各链接构件 21a 的转动。

在这种内窥镜装置 1 中，在将插入部 9 插入大肠内的情况下，手术医生将具有弯曲部 14 的插入部 9 经由肛门插入。然后，当插入部 9 的前端部 14 到达 S 状结肠部时，伺服控制器 36A 将前端侧的链接构件 21a1 点锁定在由操作指令部 7 所指定的二维的位置和方向。

然后，手术医生将被点锁定在二维的位置和方向的前端侧的链接构件 21a1 沿着 S 状结肠部的肠壁进一步向内插入。

于是，上述前端侧的链接构件 21a1 和与该链接构件 21a1 连接的其他链接构件 21a 被控制成如下的角度，即：在维持由上述操作指令部 7 所指定的位置和方向的同时通过上述位置。即，弯曲部 14 在按照与 S 状结肠部的形状一致的形状进行弯曲动作的同时被插入。另外，第 2 级以后的链接构件 21a2~21an 如上所述进行具有冗余性的姿势控制。

由此，可按照与以往插入困难的 S 状结肠部的形状一致的形状进行插入，因而能容易通过 S 状结肠部。因此，可更容易向大肠的深部插入，因而可提高插入性。

并且，在本实施例中，不是仅对前端侧的链接构件 21a1 进行点锁定，还能对第 2 级以后的任意的链接构件 21a 进行点锁定。

图 36 是示出进行了使点锁定为 2 部位的姿势控制的弯曲部 14 的弯曲状态的图，图 37 是对用于指定 2 部位的点锁定的点锁定运算部 50 的运算方法进行说明的说明图，图 38 是示出指定并控制多个部位的点锁定所需要的控制器的结构的框图。

如图 38 所示，作为用于对前端侧的链接构件 21a1 和第 2 级以后的任意的链接构件 21a 进行点锁定的结构，具有以下结构，即：将上述点锁定运算部 50（点锁定运算部 50A1~50An）与多个链接构件 21a 对应而设置多个，并连接成能将用于获得下一级的点锁定坐标位置的伺服指令值信号输入到下一级的点锁定运算部 50。

即，当把与前端侧的链接构件 21a1 对应的块设定为点锁定运算部 50A1 时，与下一级链接构件 21a2 对应的点锁定运算部 50A2 将上述点锁定运算部 50A1 的输出即伺服位置指令值信号作为用于运算第 2 点锁定位置的输入信号来取入。

之后，同样可以设置与多个链接构件 21a 内的要进行点锁定的链接构件 21a 对应的数量的点锁定运算部 50A3...50An，构成伺服控制器 36A。

并且，在图 38 所示的结构中，在指定了 2 部位的点锁定的情况下，利用上述多个点锁定运算部 50A1、50A2...50An 分别根据前端侧的链接构件 21a1 的位置指令值信号进行运算处理。

在该情况下，例如除了点锁定 R1 以外，在把第 2 点锁定部位设定为第 3 链接构件 21a3 的关节构件 21b3 的情况下，如图 37 所示，把该关节构件 21b3（q3）的点锁定部位假定为假想前端位置。即，把 q3 设定为假想前端位置的与 q4 对应的链接构件 21a 为假想的前端侧的链接构件 21a。

然后，利用对应的点锁定运算部 50 进行运算处理，以便根据该链接构件 21a 的 q4 的姿势矢量（二维或三维的位置和方向）进行点锁定。由此，能进行在前端侧的链接构件 21a1 的 q1 和 q4 的 2 部位进行点锁定所需要的运算处理。

另外，多个链接构件 21a 内的要进行点锁定的链接构件 21a 的指定由上述操作指令部 7 进行。

图 36 示出进行了使点锁定为 2 部位的姿势控制的弯曲部 14 的弯曲状态。

如图 36 所示，例如当操作者使用操作指令部 7 来输入用于根据二维位置和方向对前端侧的链接构件 21a1 和第 4 级链接构件 21a4 进行点锁定的指示时，上述点锁定运算部 50A1、50A4（与未作图示的第 4 级链接

构件 21a4 对应的点锁定运算部) 通过进行上述的运算处理, 来分别生成用于根据点锁定 R1 和点锁定 R2 的点锁定坐标值对前端侧的链接构件 21a1 和链接构件 21a4 进行点锁定的伺服位置指令值信号, 并将其提供给驱动部 10b 来进行控制。

由此, 如图 36 所示, 弯曲部 14 的前端侧的链接构件 21a1 根据由点锁定 R1 所指示的姿势矢量(二维的位置和方向) 进行点锁定。同时, 第 4 级链接构件 21a4 根据由点锁定 R1 所指示的姿势矢量(二维的位置和方向) 进行点锁定。

并且, 此时, 由上述点锁定 R1 以后的多个链接构件 21a2、21a3 构成的链接构件 20B、以及由上述点锁定 R2 以后的多个链接构件 21a5、21a6 构成的链接构件 20C, 如上述图 33 和图 34 的框图所说明的那样, 由上述点锁定运算部 50 进行与上述前端侧的链接构件 21a1 的姿势控制联动的具有冗余性的姿势控制, 因而在例如图箭头 A 方向该姿势为任意。

即, 点锁定运算部 50A1、50A2 对上述多个链接构件 21a 的各自的角度进行运算处理, 以便在上述弯曲部 14 被插入而移动时, 在维持由上述操作指令部 7 所指定的位置和方向的同时, 使由上述操作指令部 7 所指定的链接构件 21a1、21a4 以及与该链接构件 21a1、21a4 分别连接的其他链接构件 21a 通过上述位置, 并且上述点锁定运算部 50A1、50A2 根据该运算结果控制驱动部 10b, 以使上述多个链接构件 21a 转动。

在这种内窥镜装置 1 中, 在将插入部 9 插入大肠的情况下, 手术医生将具有弯曲部 14 的插入部 9 经由肛门插入。然后, 当插入部 9 的前端部 14 到达 S 状结肠部时, 伺服控制器 36A 将前端侧的链接构件 21a1 点锁定在由操作指令部 7 所指定的二维的位置和方向。

然后, 手术医生将被点锁定在二维的位置和方向的前端侧的链接构件 21a 沿着 S 状结肠部的肠壁进一步向内插入。

于是, 上述前端侧的链接构件 21a1 和与该链接构件 21a1 连接的其他链接构件 21a 被控制成如下的角度, 即: 在维持由上述操作指令部 7 所指定的位置和方向的同时通过上述位置。

并且, 当进行弯曲部 14 的插入时, 伺服控制器 36A 将所指定的链接

构件 21a4 点锁定在由上述点锁定运算部 50A5 求出的二维的位置和方向。

然后，手术医生进一步将被点锁定在二维的位置和方向的中途的连接构件 21a4 沿着 S 状结肠部的肠壁进一步向内插入。

于是，上述连接构件 21a4 和与该连接构件 21a4 连接的其他连接构件 21a，与上述前端侧的连接构件 21a1 和与该连接构件 21a1 连接的其他连接构件 21a 一样被控制成如下的角度，即：在维持由上述操作指令部 7 所指定的位置和方向的同时通过上述位置。

即，弯曲部 14 在按照与 S 状结肠部的形状一致的形状进行弯曲动作的同时被插入。另外，第 2 级以后的连接构件 21a2~21an 如上所述进行具有冗余性的姿势控制。

由此，在将插入部 9 插入大肠内的情况下，与对前端侧的连接构件 21a1 进行了点锁定的状态相比，能进一步按照与 S 状结肠部一致的形状插入，因而能更容易地通过 S 状结肠部。因此，可更容易向大肠的深部插入，因而可提高插入性。

另外，在本实施例中，对点锁定上述多个连接构件 21a 内的任意的连接构件 21a 的二维的位置和方向作了说明，然而不限于此，可以构成为点锁定任意的连接构件 21a 的三维的位置和方向。

并且，在本实施例中，说明了对使用具有点锁定运算部 50 的伺服控制器 36A 来点锁定任意的连接构件 21a 的同时，对其他连接构件 21a 进行能变化成任意的具有冗余性的姿势的姿势控制，然而在从所插入的大肠等管腔内拔出插入部 9 的情况下，例如通过停止驱动部 10b 的驱动，可以控制成解除弯曲部 14 的所有或一部分的连接构件 21a 的姿势控制而处于无负荷的自由状态（可自由转动的状态）。由此，可从管腔内容易拔出插入部 9。

并且，如图 39 所示，可以构成为，设置有驱动轴选择单元 60 和驱动轴识别单元 61，根据操作者的操作指定解除姿势控制而处于自由状态的连接构件 21a。

在该情况下，如图 39 所示，驱动轴选择单元 60 通过操作者选择处于自由状态的连接构件 21a，并把所选择的操作信号提供给上述驱动轴识

别单元 61。然后，该驱动轴识别单元 61 根据操作信号识别基于所选择的链接构件 21a 的位置信息，并把表示解除该所识别的链接构件 21a 的姿势控制的意思的控制信号输出到控制律运算部 36B（参照图 16）。

然后，控制律运算部 36B 与上述一样，在进行链接构件 21a 的姿势控制的同时，控制驱动部 10b，以便针对基于控制信号的链接构件 21a 解除姿势控制。由此，弯曲部 14 的弯曲姿势的自由度增大，可进一步提高插入部 9 的操作性。

以上，如上所述根据本实施例，可对构成插入部 9 的弯曲部 14 的多个链接构件 21a 内的包含前端侧的链接构件的任意的链接构件 21a 进行点锁定，并可针对其他链接构件进行姿势控制，以便得到具有冗余性的任意姿势，因而能将插入部 9 的弯曲部 14 按照与管腔内的形状一致的形状插入。因此，取得可提高插入部的插入性的效果。

另外，在本实施例中，在将插入部 9 插入管腔内并如上所述进行姿势控制时，有时也发生以下情况，即：不改变该姿势状态而想要使被点锁定的前端侧的链接构件 21a1 或该链接构件 21a1 以外任意的链接构件 21a 的姿势微妙变化。

这将发生以下情况，即：由于进行具有冗余性的姿势的矩阵运算，因而即使仅微妙运动，姿势也突然变更。因此，在姿势保持不变而想要微妙地调整期望的链接的情况下是有效的。

因此，在本实施例中，为了满足这种要求，例如如图 40 所示，设置了偏移指令输入部 62，该偏移指令输入部 62 使被点锁定的前端侧的链接构件 21a1 或者该链接构件 21a1 以外任意的链接构件 21a 的位置或方向按预先设定的量变更。即，通过使用该偏移指令输入部 6，可使被点锁定的前端侧的链接构件 21a1 或者该链接构件 21a1 以外任意的链接构件 21a 的位置或方向微妙变化（偏移）来进行调整。

该偏移指令输入部 62 设置在伺服控制器 36A 内，生成并输出表示任意的链接构件 21a 是否按预先设定的量偏移的偏移指令值信息。另外，偏移指令输入部 62 中的设定量可以根据情况而改变。

该偏移指令值信息如图 40 所示与伺服指令值信号相加，之后如图

12 所说明那样由 PD 控制部 40 进行比例/积分控制等 PD 控制,从而成为操作输出值信号(驱动信号),并被提供给马达 27。由此,马达 27 根据被加进了偏移量的操作输出值信号而被控制旋转,因而所指定的链接构件 21a 的姿势(位置或方向)发生微妙偏移。

由此,在被点锁定的前端侧的链接构件 21a1 或者该链接构件 21a1 以外任意的链接构件 21a 与 S 状结肠部的肠壁抵接而妨碍了插入的情况下,由于上述链接构件 21a 的位置或方向发生偏移,因而不会给患者带来痛苦,可顺利地插入。

并且,在本实施例中,可以将图 39 所示的驱动轴选择单元 60 和驱动轴识别单元 61 与图 40 所示的偏移指令输入部 62 进行组合来构成伺服控制器 36A。图 41 示出这种结构。

即,如图 41 所示,在具有上述伺服控制器 36A 的指令控制部 5A 中,来自上述偏移指令输入部 62 的偏移指令值信息被输入到上述输入 I/F 34,来自上述驱动轴识别单元 61 的轴设定信息等控制信号被输入到上述 I/F 35。然后,CPU 32 根据这些信息进行用于控制弯曲部 14 的各链接构件的姿势的运算处理。其他结构和作用与图 10 所示的结构相同。

另外,在本实施例中,对具有构成机械手的插入部驱动机构 20 的弯曲部 14 设置在内窥镜 2 的插入部 9 内作了说明,然而上述弯曲部 14 可以构成为设置在内窥镜插入辅助工具的插入部内,该内窥镜插入辅助工具使内窥镜 2 的插入部 9 插通来辅助插入部 9 向管腔内的插入。

下面,参照图 42 至图 49 对本发明的实施例 2 进行说明。图 42 是示出针对各链接构件设置有检测由于与肠壁接触而产生的负荷的负荷检测部的插入部驱动机构的结构的概略结构图,图 43 是示出图 42 的负荷检测部和控制律运算部 36B 内所包含的动态学运算部的框图,图 44 是示出来自负荷检测部的检测结果和决定权函数的系数的特性的曲线图,图 45 是示出与图 44 的特性不同的特性的一例的曲线图。并且,图 46 和图 47 示出实施例 2 的变形例 1,图 46 是示出来自负荷检测部的检测结果和时间的特性的曲线图,图 47 是示出用于实施变形例 1 的主要块结构的框图,图 48 和图 49 示出实施例 2 的变形例 2,图 48 是示出来自用作负荷检测

部的位移传感器的检测结果和时间的特性的曲线图，图 49 是示出用于实施变形例 2 的主要块结构的框图。

另外，本实施例 2 对如下的具体处理进行说明，该具体处理用于在将上述弯曲部 14 插入管腔内时，在针对构成上述弯曲部 14 的多个链接构件 21 或者多个链接构件 21 内的任意的链接构件 21 的角度使用权函数来进行运算处理的情况下，根据来自后述的负荷检测部 60 的检测结果自动决定最佳的参数即权函数。此外，关于与上述的实施例 1 相同的方面，省略说明。

如图 42 所示，在构成插入部 9 的弯曲部 14 的各链接构件 21a 内分别设置有负荷检测部 60 作为负荷检测单元（第 2 检测单元）。

该负荷检测部 60 使用例如应变仪等张力传感器而构成，分别设置在覆盖各链接构件 21a 的外皮管（未作图示）内，以便配置在各链接构件 21a 的周面上的预先设定的部位（例如每 90 度设置的情况下是 4 部位）上。

如图 42 和图 43 所示，在弯曲部 14 被插入到管腔内时，上述负荷检测部 60 检测由于肠壁等的接触而产生的力（或者也称为张力），并把检测结果作为力 F/B 信息输出到动态学运算部 43A。

在动态学运算部 43A 内设置有作为设定单元的权重切换运算部 62，该权重切换运算部 62 根据来自上述负荷检测部 60 的检测结果，生成进行决定权函数的运算处理所需要的参数值，并对与该参数值对应的权函数进行运算处理。

该权重切换运算部 62 具有权函数表 62a，该权函数表 62a 分别存储有例如如上述图 25 至图 29 所示的权函数、或者（式 23）和（式 24）所示的使用了可操作性指标 M 的权函数。另外，该权函数表 62a 可以构成为设置在指令控制部 5A 内等，而不是上述权重切换运算部 62 内。

上述动态学运算部 43A 根据各链接构件 21a 的角度变化量即位置 F/B 信息，使用上述权重切换运算部 62，针对上述多个链接构件 21a 的角度使用权函数进行运算处理，从而把加权后的伺服指令值信号输出到驱动部 10b。

在该情况下，权重切换运算部 62 根据来自上述负荷检测部 60 的检测结果，生成进行决定权函数的运算处理所需要的参数值。

然后，权重切换运算部 62 使用由操作指令部 7 预先设定的上述权函数表 62a 中的任一表的权函数和上述所生成的参数值来进行运算处理。

即，如下述（式 25）所示，

（式 25）

$$\phi = \left\{ -K_{NULL}(F) \cdot \left(\frac{\partial q}{\partial t} \right) + \left(\frac{\partial(I - J^* \cdot J)}{\partial t} \right) \left(\frac{\partial q}{\partial t} \right) \right\} \quad \dots(\text{式}25)$$

权重切换运算部 62 通过使上述（式 25）所示的来自负荷检测部 60 的检测结果即（F）变化而决定参数值即 K_{NULL} 。

该参数值的特性的一例如图 44 的曲线图所示。

如图 44 所示，上述力 F/B 信息的值增大到预先设定的值，在该设定值以后，上述参数值即上述 K_{NULL} 总是为恒定的值。即， K_{NULL} 增益根据力 F/B 信息而线性变化，成为在预先设定的任意阈值饱和的参数值。上述参数值 K_{NULL} 阈值的设定值还能通过上述设定值指令部 8 来输入。

根据以上，在上述弯曲部 14 附近，根据碰到肠壁等的干扰，得到不受干扰作用的姿势的权函数值 ϕ 。

并且，具有以下情况等，即：除了上述所示的线性权函数参数以外，还抵消由于传感器特性/传感器安装等而产生的非线性分量，或者想要使动作姿势有意识地为非线性，作为该一例，可以将权函数参数 K_{NULL} 用作下述（式 26）、（式 27）所示的非线性函数。

设参数值即 K_{NULL} 的增益最大值为 $K_{NULLMAX}$ ，以及上述力 F/B 信息为（F），得到

（式 26）

$$K_{NULL}(F) = \tan(F) \quad (0 \leq F \leq \beta) \quad \dots(\text{式}26)$$

（式 27）

$$K_{NULL}(F) = K_{NULLMAX} \quad (\beta > F) \quad \dots(\text{式}27)$$

其中，假定 $\beta > 0$ 。

在该情况下，得到图 45 的曲线图所示的上述参数值的特性。

并且，在图 45 所示的曲线图特性以外，还可以使用（式 28）、（式 29）那样的高次函数。下述示出这种（式 28）～（式 29）。

（式 28）

$$K_{NULL}(F) = a \cdot F^3 \quad (0 \leq F \leq \beta) \quad \dots(\text{式}28)$$

（式 29）

$$K_{NULL}(F) = K_{NULLMAX} \quad (\beta > F) \quad \dots(\text{式}29)$$

其中，假定 β 、 $\alpha > 0$ （任意值）。

因此，如以上说明那样，上述权重切换运算部 62 根据来自负荷检测部 60 的力 F/B 信息，对各链接构件 21a 的角度进行加权，变更在进行运算处理时的参数值来进行运算处理，从而可得到最佳的权函数。即，通过动态学运算部 43A，可得到根据来自上述负荷检测部 60 的力 F/B 信息进行了加权的伺服指令值信号，能针对任意的链接构件 21a 或机械手 20 的整体排除不合理的姿势，能在容易运动的范围内进行动作。

以上，尽管能使用来自负荷检测部 60 的负荷信息来进行最佳姿势的动作，然而根据负荷检测部 60 的安装方法，由姿势变化产生的负荷与干扰负荷重叠。因此，将由姿势变化产生的负荷的特性预先作为参数即传感器已知特性存储在上述控制器 5 内，在权重切换运算部 62 中减去上述传感器已知特性，从而还能取得作为干扰检测的信息。

并且，上述传感器已知特性由于使用用于使弯曲部 14 动作的负荷传感器，因而还可以在状态量检测信号部中使用力信息反馈信息来实施缜密的动态学控制。

另外，本实施例的内窥镜装置 1 在插入部 9 向管腔内插入时，即使在插入部 9 的弯曲部 14 与管腔内的肠壁等接触并且该接触状态继续的情况下，也能更安全地插入。

即，在本实施例中，在进行基于上述负荷检测部 60 的检测结果的多个链接构件 21a 的角度加权的运算处理的情况下，在考虑时间的同时，得到使与肠壁等接触的链接构件 21a 避开的针对机械手 20 整体的权函

数。图 46 至图 49 示出这种变形例。

图 46 和图 47 对实施例 2 的变形例 1 进行说明，图 46 是示出来自负荷检测部的检测结果和时间的特性的曲线图，图 47 是示出动态学运算部内的包含权重切换运算部的主要部的结构的框图。另外，图 46 中的纵轴表示由作为负荷检测部的张力传感器（应变仪）获得的张力传感器值（力 F/B 信息），横轴表示时间（ t ），轴 1、轴 2 分别表示第一、第二链接构件 21a。

如图 46 所示，在内窥镜装置 1 的插入部 9 向管腔内插入时，第二链接构件 21a2 的负荷检测部 60 的张力传感器值例如随着时间经过而减小，而第一（前端侧）链接构件 21a1 的负荷检测部 60 的张力传感器值以某规定时间为界增大。

即，示出了如下的情况：第一链接构件 21a1 在某规定时间内与大肠等的肠壁接触，从而伴随着时间的经过，张力传感器值增高，并且示出了如下的情况：以后，上述链接构件 21a1 与肠壁的接触状态继续，张力传感器值进一步增高。

因此，在本实施例中，即使在这种任意的链接构件 21a 与肠壁的接触状态继续的情况下，也能根据此时所检测的张力传感器值对能避免这种接触状态的权函数进行运算处理来求出。即，在决定多个链接构件 21a 的角度时，生成对多个链接构件 21a 整体，即机械手 20 整体进行加权的权函数，而不是在实施例 2 中使用的各链接构件 21a 的权函数。

具体地说，如图 47 所示，动态学运算部 43 内的权函数切换运算部 62A 与针对多个链接构件 21a 的各方所设置的时间积分运算部 61a1、61a2...61an 连接。

来自针对各个链接构件 21a 所设置的负荷检测部 60 的张力传感器值 F_1 、 F_2 ... F_n 被分别提供给各时间积分运算部 61a1、61a2...61an。

上述时间积分运算部 61a1 使用所提供的张力传感器值 F_1 来进行用于获得评价函数的时间积分运算处理，获得评价函数 SF_1 并输出到权函数切换运算部 62A。

并且，上述时间积分运算部 61a2...61an 也同样进行时间积分运算处

理,分别求出评价函数 S_{F2} 、 \dots 、 S_{Fn} ,并分别输出到权函数切换运算部 62A。

下述示出基于上述各时间积分运算部 61a1、61a2 \dots 61an 的运算处理的公式。

(式 30)

$$\text{评价函数} \quad S_{Fk} = \int_{t1}^{t2} F_k dt \quad \dots(\text{式30})$$

然后,上述权函数切换运算部 62 使用分别所提供的评价函数 S_{FK} ,根据以下的(式 31)进行平均化处理来求出评价函数 S_{SUM} ,然后使用该评价函数 S_{SUM} 进行基于(式 32)的运算处理,从而得到机械手 20 整体的权函数 ϕ_{Fi} 。下述示出(式 31)和(式 32)。

(式 31)

$$\text{评价函数} \quad S_{SUM} = \sum_{k=1}^n S_{FK} \quad \dots(\text{式31})$$

(式 32)

$$\text{权函数} \quad \phi_{Fi} = (1/S_{Fi}) / S_{SUM} \quad \dots(\text{式32})$$

另外,在上述权重切换运算部 62A 内设置有在上述实施例 2 中使用的权函数表 62a,可以根据需要将这些权函数表 62a 中的至少 1 个权函数表的权函数与在上述运算处理中得到的权函数 ϕ_{Fi} 进行切换来使用。由此,可根据插入部 9 的插入状态进行范围大的弯曲控制。

因此,根据变形例 1,如上所述针对机械手 20 整体获得避免肠壁等的接触状态的权函数 ϕ_{Fi} 来控制多个链接构件 21a 的角度,因而在插入部 9 向管腔内插入时,即使在插入部 9 的弯曲部 14 与管腔内的肠壁等接触并且该接触状态继续的情况下,机械手 20 整体也以避开肠壁的角度进行弯曲动作,因而可更安全且顺利地插入。

另外,在上述变形例 1 中,对使用了负荷检测部 60 的检测结果的机构作了说明,然而在本实施例中,不限于此,不管有无作为负荷检测部 60 的张力传感器,都能得到针对机械手 20 整体的权函数。下述示出这种变形例 2。

图 48 和图 49 对实施例 2 的变形例 2 进行说明,图 48 是示出来自致动器控制块的传感器的检测结果和时间的特性的曲线图,图 49 是示出动

态学运算部内的包含权重切换运算部的主要部的结构的框图。另外，图 48 中的纵轴表示由传感器获得的各链接构件 21a 的运动角度的位移量 (P)，横轴表示时间 (t)，轴 1、轴 2 分别表示第一、第二链接构件 21a。

如图 48 所示，与上述变形例 1 一样，在内窥镜装置 1 的插入部 9 向管腔内插入时，第二链接构件 21a2 的传感器 38 (参照图 10、图 11) 的变化量值 (P) 例如随着时间经过而减小，而第一 (前端侧) 链接构件 21a1 的传感器 38 的变化量值 (P) 以规定时间为界增大。

即，示出了如下的情况：第一链接构件 21a1 在某规定时间内与大肠等的肠壁接触，从而伴随着时间的经过，变化量值增高，并且示出了如下的情况：以后，上述链接构件 21a1 与肠壁的接触状态继续，因而进一步使前端侧的链接构件 21a1 转动，从而使链接构件 21a1 的运动角度的位移量值进一步增高。

因此，在本实施例中，即使在这种任意的链接构件 21a 与肠壁的接触状态继续的情况下，也能根据此时所检测的位移量值对能避免该接触状态的权函数进行运算处理来求出。即，在决定多个链接构件 21a 的角度时，生成对多个链接构件 21a 整体，即机械手 20 整体进行加权的权函数，而不是在实施例 2 中使用的各链接构件 21a 的权函数。

具体地说，如图 49 所示，动态学运算部 43 内的权函数切换运算部 62B 与针对多个链接构件 21a 的各方所设置的时间积分运算部 61A1、61A2...61An 连接。

来自针对各个链接构件 21a 所设置的致动器控制块 31 内的传感器 38 的位移量值 P_1 、 P_2 ... P_n 被提供给各时间积分运算部 61A1、61A2...61An。

上述时间积分运算部 61A1 使用所提供的变化量 P_1 来进行用于获得评价函数的时间积分运算处理，获得评价函数 SP_1 并输出到权函数切换运算部 62B。

并且，上述时间积分运算部 61A2...61An 也同样进行时间积分运算处理，分别求出评价函数 SP_2 、... SP_n ，并输出到权函数切换运算部 62B。

下述示出基于上述各时间积分运算部 61A1、61A2...61An 的运算处理的公式。

(式 33)

$$\text{评价函数} \quad S_{PK} = \int_{t_1}^{t_2} P_k dt \quad \dots(\text{式}33)$$

然后, 上述权重切换运算部 62B 使用分别所提供的评价函数 S_{PK} , 根据以下的 (式 34) 进行平均化处理来求出评价函数 S_{SUM} , 然后使用该评价函数 S_{SUM} 进行基于 (式 35) 的运算处理, 从而得到机械手 20 整体的权函数 ϕ_i 。下述示出 (式 34) 和 (式 35)。

(式 34)

$$\text{评价函数} \quad S_{SUM} = \sum_{k=1}^n S_{PK} \quad \dots(\text{式}34)$$

(式 35)

$$\text{权函数} \quad \phi_{Pi} = (1/S_{Pi}) / S_{SUM} \quad \dots(\text{式}35)$$

另外, 在上述权重切换运算部 62A、62B 内设置有在上述实施例 2 中使用的权函数表 62a, 可以根据需要将这些权函数表 62a 中的至少 1 个权函数表的权函数与在上述运算处理中得到的权函数 ϕ_i 进行切换来使用。由此, 可根据插入部 9 的插入状态进行范围大的弯曲控制。

因此, 如上所述, 即使不设置作为负荷检测部 60 的张力传感器, 也能针对机械手 20 整体获得避免肠壁等的接触状态的权函数 ϕ_{Pi} 。然后, 使用该权函数 ϕ_i 来控制多个链接构件 21a 的角度, 从而在插入部 9 向管腔内插入时, 即使在插入部 9 的弯曲部 14 与管腔内的肠壁等接触并且该接触状态继续的情况下, 也与变形例 1 一样使机械手 20 整体以避开肠壁的角度进行弯曲动作, 因而可更安全且顺利地插入。

以上, 如上所述根据本实施例 2, 可对构成插入部 9 的弯曲部 14 的多个链接构件 21a 内的前端侧的链接构件 21a1 进行点锁定, 并可针对其他链接构件 21a 进行姿势控制, 以便得到具有冗余性的任意姿势, 因而能将插入部 9 的弯曲部 14 按照与管腔内的形状一致的形状插入。因此, 取得可提高插入部的插入性的效果。

并且, 本实施例 2 的内窥镜装置 1 在将上述弯曲部 14 插入到管腔内时, 在针对构成上述弯曲部 14 的多个链接构件 21a 或多个链接构件 21a

内的任意的链接构件 21a 的角度使用权函数来进行运算处理的情况下，能根据来自负荷检测部 60 的检测结果自动决定最佳的权函数。由此，可排除多个链接构件 21a 或机械手 20 的不合理的姿势，可针对上述多个链接构件 21a 的各方取得在容易运动的范围内进行动作所需要的角度，因而能顺利地进行向管腔内的插入。

另外，在本实施例中，对点锁定上述多个链接构件 21a 内的前端侧的链接构件 21a1 的二维的位置和方向作了说明，然而不限于此，可以构成为点锁定三维的位置和方向。

并且，在本实施例中，对具有构成机械手的插入部驱动机构 20 的弯曲部 14 设置在内窥镜 2 的插入部 9 内作了说明，然而上述弯曲部 14 可以构成为设置在内窥镜插入辅助工具的插入部内，该内窥镜插入辅助工具使内窥镜 2 的插入部 9 插通来辅助插入部 9 向管腔内的插入。

下面，参照图 50 至图 57 对本发明的实施例 3 进行说明。本实施例 3 与上述实施例 1 的主要不同点是，通过分别牵引或松弛多个弯曲操作线 130A (130A1、130A2、…、130An)，使多个链接构件 21a 分别转动来使弯曲部 14 进行弯曲动作。此外，对与上述的实施例 1 的相同点省略说明。

图 50 是示出驱动机构由弯曲操作线、驱动用滑轮以及自由滑轮构成的弯曲部的结构的上面图，图 51 是示出设置在图 50 所示的弯曲部的各链接构件之间的弯曲操作线的悬挂状态的侧面图，图 52 是示出图 50 的具有驱动轴的驱动用滑轮的结构图，图 53 是示出图 50 的自由滑轮的结构上面图。

另外，在本实施例 3 中，驱动部 10b 配设在操作部 10 内，驱动部 10b 的多个马达 27 通过插入部 9 内，与上述各弯曲操作线 130A 连接。

上述驱动部 10b(各马达 27)通过牵引或松弛上述弯曲操作线 130A1、130A2、…130An 来使上述多个链接构件 21a1、21a2、…21an 分别转动。

尽管未作图示，然而这些马达 27 的驱动轴经由齿轮和链轮与上述弯曲操作线 130A1~130An 连接。然后，这些弯曲操作线 130A1~130An 延设在插入部 9 内，基端部悬挂在上述多个链接构件 21a1、21a2、…21an 内的最后端侧的链接构件 21an 的驱动用滑轮 123 和自由滑轮 125 上。关

于该链接构件 21an 与除此以外的链接构件 21a1、 \dots 21a (n-1) 的各链接构件之间, 利用其他弯曲操作线 131a1、131a2、 \dots 131am (m 是自然数) 来悬挂, 后面进行叙述。

由此, 各个马达 27 的旋转力经由弯曲操作线 130A1~130An、驱动用滑轮 123、自由滑轮 125 以及弯曲操作线 131a1~131am 被分别传递到上述多个链接构件 21a。

另外, 上述链接构件 21a 和关节构件 21b 的数量不限于图中所示的结构例, 还能根据上述内窥镜 2 的目的适当增减其数量来构成。并且, 上述链接构件 21a1 配置在前端部 13 的最前端侧, 从而使该链接构件 21a1 的后端侧顺次连接链接构件 21a2、21a3 \dots 21an。并且, 伴随于此, 上述关节构件 21b1、21b2、21b3 \dots 21bn 也从前端部 13 侧顺次分别配置在与链接构件 21a 之间。

图 50 示出上述弯曲部 14 的具体结构。另外, 在图 50 的例子中示出了以下情况, 即: $n=4$, 使用 4 个链接构件 21a1~21a4 来构成上述插入部驱动机构 20。

如图 50 所示, 上述弯曲部 14 的插入部驱动机构 20 通过牵引或松弛上述弯曲操作线 130A1~130A4、131a1~131a6, 来将上述多个链接构件 21a1、21a2、21a3、21a4 分别自由转动地连接。

上述多个链接构件 21a1~21a4 借助作为上述关节构件 21b1~21b4 的驱动轴 124 分别自由转动地连接。上述驱动轴 124 是与后述的驱动用滑轮 123 构成为一体的轴构件, 并且尽管未作图示, 然而在该驱动轴 124 上分别安装有作为第 1 检测单元的电位计。

该电位计检测驱动轴 124 的旋转量, 并将其作为链接构件 21a 的状态量检测信号经由未作图示的信号线输出到上述控制器 5。另外, 作为第 1 检测单元的电位计可以构成为设置在链轮 (未作图示) 上, 该链轮用于把例如设置在驱动部 10b 侧的马达 27 的旋转力传递到弯曲操作线。

在上述多个链接构件 21a1~21a4 内分别设置有连接槽 122, 该连接槽 122 用于将形成在后一级链接构件 21a 上的连接突起部 122A 能转动地轴支撑并将其收容。然后, 后一级链接构件 21a 通过在被安装于上述链

接构件 21a 的连接槽 122 内的状态下将上述驱动轴 124 嵌装并固定在设置于连接突起部 122A 内的孔内，从而能转动地进行连接。

在最前端侧的链接构件 21a1 的基端侧嵌装固定有对上述连接槽 124 和第二链接构件 21a2 的连接突起部 122A 进行轴支撑的驱动轴 124。在该驱动轴 124 的一侧的基端部一体地形成有驱动用滑轮 123，该驱动用滑轮 123 被固定在前端侧的链接构件 21a1 的侧面。

如图 52 所示，具有上述驱动轴 124 的驱动用滑轮 123 通过悬挂而且牵引或松弛弯曲操作线 131a6 来产生旋转力，在中央下侧一体地设置有上述驱动轴 124。

另外，驱动用滑轮 123 的驱动轴 124 的长度形成为考虑按照前端侧的链接构件 21a1、第二级链接构件 21a2、第三级链接构件 21a3、第四级链接构件 21a4 的顺序，将后述的自由滑轮 125 重叠安装所需要的厚度而延长。

在固定于上述前端侧的链接构件 21a1 上的驱动用滑轮 123 上悬挂有弯曲操作线 131a6，该弯曲操作线 131a6 的另一侧被悬挂在自由滑轮 125 上，该自由滑轮 125 配置在第二级链接构件 21a2 的相同侧而且被驱动轴 124 能转动地轴支撑。

如图 50 和图 53 所示，该自由滑轮 125 构成为并排设有 2 个滑轮，并具有插通驱动轴 124 的孔 125a。该自由滑轮 125 由固定在第二级链接构件 21a2 的相反侧的驱动用滑轮 123 的驱动轴 124 能转动地轴支撑。该自由滑轮 125 将来自上述前端侧的链接构件 21a1 的驱动用滑轮 123 和设置在第三级链接构件 21a3 上的自由滑轮 125 的双方的弯曲操作线 131a6、131a4 分别用 2 个滑轮悬挂。

并且，在第二级链接构件 21a2 的上述自由滑轮 125 的相反侧固定有驱动用滑轮 123。在该驱动用滑轮 123 上悬挂有弯曲操作线 131a5，该弯曲操作线 131a5 的另一侧被悬挂在自由滑轮 125 上，该自由滑轮 125 配置在第三级链接构件 21a3 的相同侧而且被驱动轴 124 能转动地轴支撑。

在该自由滑轮 125 的另一个滑轮上悬挂有弯曲操作线 131a3，该弯曲操作线 131a3 的另一侧被悬挂在自由滑轮 125 上，该自由滑轮 125 配置

在第四级链接构件 21a4 的相同侧而且被驱动轴 124 能转动地轴支撑。

并且,在第三级链接构件 21a3 的上述自由滑轮 125 的相反侧经由自由滑轮 125 固定有驱动用滑轮 123。在该驱动用滑轮 123 上悬挂有弯曲操作线 131a1,该弯曲操作线 131a1 的另一侧被悬挂在自由滑轮 125 上,该自由滑轮 125 配置在第四级链接构件 21a4 的相同侧而且被驱动轴 124 能转动地轴支撑。并且,在被上述驱动用滑轮 123 能转动地轴支撑的自由滑轮的另一个滑轮上悬挂有弯曲操作线 131a2,该弯曲操作线 131a2 的另一侧被悬挂在自由滑轮 125 上,该自由滑轮 125 配置在第四级链接构件 21a4 的相同侧而且被驱动轴 124 能转动地轴支撑。

在第四级链接构件 21a4 的一侧,将上述弯曲操作线 131a1、131a4 分别悬挂在一个滑轮上的 2 个自由滑轮 125 被驱动轴 124 轴支撑。然后,在该 2 个自由滑轮 125 上悬挂有经由插入部 9 内延设的弯曲操作线 130A1、130A2。

并且,在第四级链接构件 21a4 的相反侧,将上述弯曲操作线 130A3 悬挂在一个滑轮上的自由滑轮 125 被驱动轴 124 轴支撑。并且,在该自由滑轮 125 的外侧配设有与上述驱动轴 125 构成为一体的驱动用滑轮 123。该驱动用滑轮 123 经由该自由滑轮 125 固定在上述第四级链接构件 21a4 上。然后,在该自由滑轮 125 上悬挂有经由插入部 9 内延设的弯曲操作线 130A3。并且,在上述驱动用滑轮 123 上悬挂有同样经由插入部 9 内延设的弯曲操作线 130A4。

如图 51 所示,上述弯曲操作线 131a1~131a6 分别在交叉的状态下被悬挂在对应的各链接构件 21a 之间的驱动用滑轮 123 或自由滑轮 125 上。

对上述结构的弯曲部 14 的弯曲操作线 130A1~130A4 的牵引的弯曲动作进行说明,当借助旋转力 F4 牵引例如图 50 所示的弯曲操作线 130A4 时,由于悬挂有该弯曲操作线 130A4 的驱动用滑轮 123 被固定在第四级链接构件 21a4 上,因而该第四级链接构件 21a4 转动。

并且,在停止了上述弯曲操作线 130A4 的状态下,当借助旋转力 F2 牵引相反侧的弯曲操作线 130A1 时,悬挂有该弯曲操作线 130A1 的自由

滑轮 125 旋转，从而牵引悬挂在该自由滑轮 125 上的弯曲操作线 131a1。然后，该旋转力被传递到悬挂有该弯曲操作线 131a1 的第三级链接构件 21a3 的驱动用滑轮 123，从而使该第三级链接构件 21a4 转动。

并且，在停止了上述弯曲操作线 130A4、130A1 的状态下，当借助旋转力 F3 牵引弯曲操作线 130A3 时，悬挂有该弯曲操作线 130A3 的自由滑轮 125 旋转，从而牵引悬挂在该自由滑轮 125 上的弯曲操作线 131a3。然后，该旋转力被传递到悬挂有该弯曲操作线 131a3 的第三级链接构件 21a3 的自由滑轮 125。然后，该自由滑轮 125 旋转，从而牵引悬挂在该自由滑轮 125 上的弯曲操作线 131a5。然后，该旋转力被传递到悬挂有该弯曲操作线 131a5 的第二级链接构件 21a2 的驱动用滑轮 123，从而使该第二级链接构件 21a2 转动。

而且，在停止了上述弯曲操作线 130A4、130A1、130A3 的状态下，当借助旋转力 F1 牵引弯曲操作线 130A2 时，悬挂有该弯曲操作线 130A2 的自由滑轮 125 旋转，从而牵引悬挂在该自由滑轮 125 上的弯曲操作线 131a2。然后，该旋转力与上述一样经由悬挂有该弯曲操作线 131a2 的第三级链接构件 21a3 的自由滑轮 125、弯曲操作线 131a4、第二级链接构件 21a2 的自由滑轮 125 以及弯曲操作线 131a6 被传递到前端侧的链接构件 21a1 的驱动用滑轮 123。由此，驱动用滑轮 123 旋转，从而使该前端侧的链接构件 21a4 转动。

这样，只要弯曲部 14 对驱动部 10b 内的各马达 27 的旋转力 F1~F4 进行适当旋转控制，以便牵引或松弛上述弯曲操作线 130A1~130A4，就能使多个链接构件或者仅使所指定的链接构件 21a 进行旋转动作。

另外，在具有多关节的链接构件的内窥镜装置中，由于通过控制弯曲操作线的牵引或松弛来使弯曲部 14 弯曲，因而有时由于链接构件 21a 之间的弯曲操作线的干扰而使弯曲动作受到影响。参照图 50、图 54 和图 55 对这种问题进行说明。

图 54 至图 56 是用于对在通过牵引或松弛弯曲操作线来使多链接构件 21a 进行弯曲动作的情况下的问题进行说明的说明图，图 54 示出多个链接构件在非弯曲动作时的状态，图 55 示出在使第二级链接构件弯曲了

90度时前端侧的链接构件由于干扰而弯曲的状态,图56示出利用本实施例的控制器从图55所示的状态将前端侧的链接构件进行了90度反向校正控制的状态。而且,图57是示出本实施例的各致动器控制块内的伺服控制器的结构的框线图。

另外,为了说明起见,图54、图55中的驱动用滑轮123和自由滑轮125的位置所示的箭头表示各链接构件的转动方向,并且图中左侧的波线部分表示弯曲部14的各链接构件的相反侧部分。

例如,假定如图54所示,插入部9的弯曲部14是非弯曲状态,手术医生从各链接构件21a1~21a4未弯曲的状态对第二级链接构件21a2进行弯曲操作,以使其朝图中所示的A箭头方向弯曲90度。

在该情况下,如图50所示,第二级链接构件21a2在停止了弯曲操作线130A4、130A1的状态下,通过借助旋转力F3牵引弯曲操作线130A3,来将旋转力经由该弯曲操作线130A3、131a3、自由滑轮125以及弯曲操作线131a5传递到固定在该第二级链接构件21a2上的驱动用滑轮123,从而朝例如图50所示的A箭头方向弯曲90度。

然而,此时,由于配设在弯曲部14的相反侧的弯曲操作线130A1、130A2、131a1、131a2、131a4、131a6(参照图50)分别是停止的状态,因而在将这些弯曲操作线130A1、130A2、131a1、131a2、131a4、131a6分别悬挂的驱动用滑轮123和自由滑轮125上,如图55所示,伴随上述第二级链接构件21a2的弯曲动作,产生将朝图中左侧的波线部分所示的箭头方向弯曲的力。

然后,如图50所示,前端侧的链接构件21a1经由悬挂在驱动用滑轮123上的弯曲操作线131a6与第二级链接构件21a2的自由滑轮125连接,因而由于上述第二级链接构件21a2的弯曲动作而使该自由滑轮125上产生的力干扰上述弯曲操作线131a6。其结果,如图55所示,前端侧的链接构件21a1相对于第二级链接构件21a2朝图中所示的C箭头方向弯曲。

然而,本实施例的内窥镜装置1在由于上述的中途链接构件21a的弯曲动作而使前端侧的链接构件21a1弯曲的情况下,如图56所示,能

对该前端侧的链接构件 21a1 进行校正控制，以使其以弯曲角度（90 度）反向（图中所示的 D 箭头方向）进行弯曲动作。图 57 示出这种能进行弯曲校正控制的致动器控制块内的概略结构。

本实施例 3 的内窥镜装置 1 如在上述的实施例 1 中在图 9 至图 12 中所说明那样，具有与各链接构件 21a 对应的致动器控制块 31a1~31an，在这些致动器控制块 31a1~31an 内分别设置有伺服控制器 36A。

上述伺服控制器 36A 如在上述的实施例 1 中在图 12 中所说明那样具有 PD 控制部 40，在本实施例中，如图 57 所示，还设置有位置指令变化量校正部 160，该位置指令变化量校正部 160 取入被提供给该 PD 控制部 40 的伺服指令值信号（也包含来自马达 27 的位移信息），根据该伺服指令值信号求出反方向的位置指令变化校正量，并将其在后一级 PD 控制部 40 中与伺服指令值信号相加来提供。

另外在图 57 中，各级的 PD 控制部 40 附上符号 40A1~40An 来示出，各级的位置指令变化量校正部 160 附上符号 160A1~160An 来示出。即，在本实施例中，如图 57 所示，把与前端侧的链接构件 21a1（最近位端侧链接构件）对应的 PD 控制部 40 设定为第 1 PD 控制部 40A1，把与下一级（第二级）链接构件 21a2（中途侧链接构件）对应的 PD 控制部 40 设定为第 2 PD 控制部 40A2，…，把与最远位端侧链接构件 21an 对应的 PD 控制部 40 设定为第 N PD 控制部 40AN，则在各 PD 控制部 40A1、40A2…40AN 之间分别设置有上述位置指令变化量校正部 160A1、160A2…160A(N-1)。

例如，上述第 1 位置指令变化量校正部 160A1 根据所提供的伺服指令值信号和马达 27 的位移信息求出前端侧的链接构件 21a1 的反向的位置指令变化量，并将其输出到后一级的第 2 PD 控制部 40A2 的输入侧。

于是，第 2 PD 控制部 40A2 被提供加上了来自上述第 1 位置指令变化量校正部 160A1 的位置指令变化量的伺服指令值信号，然后根据该伺服指令值信号，通过比例/微分控制等 PD 控制生成操作输出值信号（驱动信号，图中中途侧链接构件驱动信号），并将其提供给对应的马达 27。

并且，上述第 2 位置指令变化量校正部 160A2 根据被提供给上述第

2 PD 控制部 40A2 的伺服指令值信号求出第二级链接构件 21a2 的反向的位置指令变化量，并将其输出到后一级的例如第 3 PD 控制部 40A3 的输入侧。

于是，第 3 PD 控制部 40A3 被提供加上了来自上述第 2 位置指令变化量校正部 160A2 的位置指令变化量的伺服指令值信号，然后根据该伺服指令值信号，通过比例/微分控制等 PD 控制生成操作输出值信号（驱动信号，图中最远位端侧链接构件驱动信号），并将其提供给对应的马达 27。

这样在本实施例中，从最近位端侧链接构件经由途中侧链接构件到最远位端侧链接构件，前一级链接构件 21a 的反向的位置指令变化量顺次与后一级链接构件的伺服指令值信号相加，根据所得到的驱动信号进行马达 27 的旋转控制。

即，本实施例的伺服控制器 36A 在前端侧的链接构件 12a1 如图 55 所示由于途中链接构件 21a 的弯曲动作而弯曲了 90 度的情况下，进行校正控制，以使下一级链接构件 21a2 按照前端侧的链接构件 21a1 弯曲的角度（90 度）反向进行弯曲动作。然后，伺服控制器 36A 针对后一级链接构件 21a3 及以后也一样进行校正控制，以使其按照前一级链接构件 21a 弯曲的角度反向进行弯曲动作。

由此，在任意的链接构件 21a 的弯曲操作时，即使在由于各链接构件 21a 之间的弯曲操作线的干扰而使前端侧的链接构件 21a 弯曲的情况下，也能将该前端侧的链接构件 21a1 可靠地校正为原来的位置。因此，能维持基于操作指令的前端部 13 的位置。

另外，上述控制器 5 进行刚性控制，以使包含弯曲部 14 的插入部 9 整体的刚性变化，从而能进一步提高插入部 9 的插入性。图 58 至图 60 示出这种实施例 4。

图 58 至图 60 涉及实施例 4，图 58 是示出实施例 4 的内窥镜装置整体结构的结构图，图 59 是对由控制器进行了弯曲驱动时的弯曲部的特性进行说明的说明图，图 60 是对由实施例 2 的控制器进行了刚性控制时的弯曲部的特性进行说明的说明图。另外，在本实施例 4 中，假定具有能

使弯曲部 14 朝上下 2 方向弯曲的内窥镜 2 来进行说明。

如图 58 所示,内窥镜装置 1 具有与实施例 3 一样的控制器 5、操作指令部 7、刚性设定拨盘 207 以及内窥镜 2。

该内窥镜 2 具有:作为驱动部 10b 的 2 个马达 227a、227b; 2 个齿轮 261a、261b,其用于传递各马达 227a、227b 的旋转力;链轮 262a、262b,其与该 2 个齿轮 261a、261b 啮合来旋转,从而分别牵引或松弛弯曲操作线 230a、230b;弯曲部 14,其在插入部 9 内延设有上述弯曲操作线 230a、230b,通过牵引或松弛该弯曲操作线 230a、230b,能朝上下 2 方向弯曲;以及前端部 13。

另外,尽管未作图示,然而在上述链轮 262a、262b 内设置有检测各马达 227a、227b 的旋转量的电位计,这些电位计的检测结果被反馈到上述控制器 5。

上述刚性设定拨盘 207 是用于设定上述弯曲部 14 或包含弯曲部 14 的插入部 9 整体的刚性级别的操作单元,该操作单元把基于手术医生的操作的刚性设定级别信号输出到上述控制器 5。

上述控制器 5 具有与上述实施例 3 大致相同的结构,而当根据上述操作指令部 7 的操作指令值信号对弯曲部 14 进行弯曲控制时,当操作了上述刚性设定拨盘 207 时,根据该刚性设定级别信号控制进行弯曲动作的弯曲部 14 或包含弯曲部 14 的插入部 9 整体的刚性。

参照图 59 和图 60 对弯曲部 14 或插入部 9 整体中的刚性控制进行说明。

图 59 示出由上述控制器 5 对弯曲部 14 进行向下弯曲驱动的状态作为动态简易模型。这里,在图 59 中,为了简单起见,弯曲操作线(牵引线) 230a、230b 的状态作为将各个端点固定在内窥镜前端部上的弹簧模型来处理。即,如图 59 所示,被施加给上述弯曲操作线 230a、230b 的负荷量使用弹簧 200a、200b 来举例。在该图中,在仅驱动马达 227b 的情况下,牵引弯曲操作线 230b 侧的弹簧 200b 的力大于牵引弯曲操作线 230a 侧的弹簧 200a 的力。由此,上述弯曲部 14 向下弯曲。

在本实施例中,在上述弯曲部 14 以规定的弯曲形状进行了动作后,

例如如图 60 所示, 将相反侧的马达 227a 旋转控制成与上述的马达 227b 相同, 从而将马达 227a 旋转控制成使牵引上述弯曲操作线 230a 侧的弹簧 200a 的力与牵引上述弯曲操作线 230b 侧的弹簧 200b 的力相同。

由此, 本实施例的内窥镜前端部由于牵引线 230a、230b 的双方是端点固定的, 因而借助牵引弯曲操作线 230a 侧的弹簧 200a 的力和牵引上述弯曲操作线 230b 侧的弹簧 200b 的力, 向内窥镜插入部整体施加压缩力。此时, 即使向双方施加了力, 只要对线牵引的控制方式进行位置控制, 也会得到在维持线的位置的状态下施加力的形式。

这里, 在图 59、图 60 中所表现的弹簧表现为牵引线的动态模型, 因而记载为具有线自身的特性。

因此, 上述弯曲部 14 处于其弯曲形状被保持的刚性状态。并且, 由于上述弯曲操作线 230a、230b 配设在上述插入部 9 内, 因而在该插入部 9 整体内也具有刚性。

另外, 上述刚性设定拨盘 207 可阶段性地替换并设定牵引上述弯曲操作线 230a、230b 侧的弹簧 200a、200b 的各自的力的级别, 因此, 控制器 5 还能在弯曲驱动时控制成适当替换弯曲部 14 或包含该弯曲部 14 的插入部 9 的刚性级别。

因此, 根据实施例 4; 由于可控制弯曲部 14 或包含弯曲部 14 的插入部 9 整体的刚性, 因而在插入时, 只要适当对弯曲部 14 或插入部 9 整体进行刚性控制, 就能提高插入部 9 的插入性。

图 61 至图 65 对实施例 4 的变形例 1 进行说明, 图 61 是示出变形例 4 的内窥镜装置整体结构的结构图, 图 62 是示出伺服控制器内的具体结构的框图, 图 63 是对由实施例 4 的控制器进行了刚性控制时的弯曲部的特性进行说明的说明图, 图 64 是示出图 62 的弯曲用控制部的框线图, 图 65 是示出图 62 的刚性控制用控制部的框线图。

如图 61 所示, 变形例 1 的内窥镜装置 1 删除在上述实施例 4 中使用的刚性设定拨盘 207, 此外分别设置有张力传感器 263a、263b, 该张力传感器 263a、263b 检测弯曲操作线 230a、230b 的各自的张力状态并将其输出到上述控制器 5。

即，通过分别设置上述张力传感器 263a、263b，可检测在刚性控制时的弯曲部 14 或者包含弯曲部 14 的插入部 9 整体的刚性状态。

然后，控制器 5 取入上述张力传感器 263a、263b 的检测结果，即张力 F/B 信息，并在刚性控制时，根据由操作指令部 7 所指示的刚性指令信息和张力 F/B 信息控制各马达 227a、227b 的旋转驱动，从而进行弯曲部 14 或者插入部 9 整体的刚性控制。

并且，上述控制器 5 与上述实施例 4 一样，能进行弯曲部 14 的位置指令控制，因此，可执行该位置指令控制和上述刚性指令控制中的任一方的模式。

具体地说，在上述操作指令部 7 内设置有模式指定单元(未作图示)，该模式指定单元指定表示上述弯曲位置指令控制的模式和表示上述刚性指令控制的模式，并输出所指定的模式指令信息。来自该模式指定单元的模式指令信息被输出到上述控制器 5 内的伺服控制器 36A。

图 62 示出针对各马达 227a、227b 所设置的伺服控制器 36A 内的具体结构。

如图 62 所示，变形例 1 的伺服控制器 36A 具有：模式判别部 270，其根据来自上述操作指令部 7 的模式指定单元的模式指令信息，判别是弯曲位置指令控制模式还是刚性指令控制模式；作为弯曲控制部的 PID 控制部 271 (参照图 64)，其根据位置指令信息(伺服指令值信号)和位置 F/B 信息生成执行弯曲位置指令控制模式所需要的弯曲位置指令控制用的操作输出值信号(驱动信号，也称为马达位置指令信号)并将其输出；作为刚性控制用控制部的 P 控制部 272 (参照图 65)，其根据刚性指令信息和张力 F/B 信息生成执行刚性指令控制模式所需要的刚性指令控制用的操作输出值信号(驱动信号，也称为马达位置指令信号)并将其输出；以及切换部 264，其根据上述模式判别部 270 的判别结果，选择输出上述 PID 控制部 271 的输出和上述 P 控制部 272 的输出中的任一方，并输出到对应的马达 227a、227b。

因此，当上述模式判别部 270 的判别结果是弯曲位置指令控制模式时，上述切换部 264 把来自作为弯曲用控制部的 PID 控制部 271 的驱动

信号（马达指令值信号）输出到所指定的马达 227a 或马达 227b。

在该情况下，如图 64 所示，作为上述弯曲用控制部的 PID 控制部 271 根据位置指令信息（伺服指令值信号）和位置 F/B 信息，通过比例/微分控制等 PD 控制生成弯曲位置指令控制用的驱动信号（也称为马达位置指令信号）并将其输出。由此，该弯曲位置指令控制用的驱动信号经由上述切换部 264 被提供给所指定的马达 227a 或马达 227b 来控制该马达 227a 或马达 227b 的驱动，从而使弯曲部 14 进行基于位置指令信息的弯曲动作。

另一方面，当上述模式判别部 270 的判别结果是刚性指令控制模式时，上述切换部 264 把来自作为刚性控制用控制部的 P 控制部 272 的驱动信号（马达位置指令值信号）输出到所指定的马达 227a 或马达 227b。

在该情况下，如图 65 所示，作为上述刚性控制用控制部的 P 控制部 272 根据从操作指令部 7 所提供的刚性指令信息和张力 F/B 信息，通过比例控制等 P 控制生成刚性指令控制用的驱动信号（也称为马达位置指令信号）并将其输出。由此，该刚性指令控制用的驱动信号经由上述切换部 264 被提供给所指定的马达 227a 或马达 227b 来控制驱动，同时弯曲位置指令控制用的驱动信号被提供给另一个马达 227b 或马达 227a 来控制驱动，从而使弯曲部 14 如在实施例 4 中所说明那样在被维持了弯曲驱动时的姿势（弯曲方向）的状态下被控制刚性。

另外，在刚性指令控制模式执行时，如在上述实施例 4 中所说明的那样，在例如向马达 227a 提供刚性位置指令控制用的驱动信号来使其驱动的情况下，必定向另一个马达 227b 提供弯曲位置指令控制用的驱动信号来使其驱动。

即，如图 63 所示，通过使牵引与弯曲驱动时的马达 227b 连接的弯曲操作线 230b 侧的弹簧 200b 的力和牵引与刚性变化驱动时的马达 227a 连接的弯曲操作线 230a 侧的弹簧 200a 的力相同，与上述实施例 4 一样，上述弯曲部 14 处于在保持其弯曲形状的状态下具有刚性的状态。

因此，根据本变形例，能在进行了弯曲部 14 的弯曲位置指令控制的状态下进行刚性指令控制，与实施例 2 相比能进一步提高插入部 9 的插

入性。

图 66 和图 67 对实施例 4 的变形例 2 进行说明，图 66 是示出变形例 4 的内窥镜装置整体结构的结构图，图 67 是对由变形例 2 的控制器进行了刚性控制时的弯曲部的特性进行说明的说明图。另外，图 66 和图 67 对与上述实施例 3、4 和实施例 4 的变形例 1 相同的构成要素附上相同符号而省略说明，仅对不同部分进行说明。

如图 66 所示，变形例 2 的内窥镜装置 1 是将上述实施例 2 和上述变形例 1 的结构组合的结构，而且构成为使用与上述实施例 3 大致相同的具有多关节的链接结构的弯曲部 14。

即，变形例 2 的内窥镜装置 1 与上述实施例 4 一样具有刚性设定拨盘 207 以及张力传感器 263a、263b，而且具有弯曲部 14，该弯曲部 14 构成为具有朝上下 2 方向分别能弯曲的多个链接构件 21a1~21an（例如 $n=4$ ）。

变形例 2 的控制器 5 与上述变形例 1 一样，进行弯曲位置指令控制和刚性指令控制，以便在保持弯曲驱动时的弯曲部 14 的弯曲方向（弯曲状态）的同时使弯曲部 14 处于刚性状态，而多个链接构件 21a 内的任意指定的链接构件 21a 也能进行该弯曲位置指令控制和刚性指令控制。

图 67 示出该情况下的具有多个链接构件 21a 的弯曲部 14 的特性。即，如图 67 所示，弯曲部 14 具有由 2 个弹簧 200a、200b、2 个弹簧 200c、200d、2 个弹簧 200e、200f 以及 2 个弹簧 200n、200n 表示的特性，该 2 个弹簧 200a、200b 表示向前端侧的链接构件 21a1 的 2 个弯曲操作线施加的负荷量，该 2 个弹簧 200c、200d 表示向第二级链接构件 21a2 的 2 个弯曲操作线施加的负荷量，该 2 个弹簧 200e、200f 表示向第三级链接构件 21c 的 2 个弯曲操作线施加的负荷量，该 2 个弹簧 200n、200n 表示向以后的链接构件 21an 的 2 个弯曲操作线施加的负荷量。

例如，在第二级、第三级链接构件 21a2、21a3 的弯曲驱动时进行了刚性指令控制的情况下，分别牵引链接构件 21a2 的弹簧 200c 和弹簧 200d 的力相同，同时分别牵引链接构件 21a3 的弹簧 200e 和弹簧 200f 的力相同。

然而，如图 67 所示的结构那样，由于是多个弹簧对抗的物理模型，因而实际上在控制器 5 中要进行多个链接构件 21a 内的任意的链接构件 21a 的刚性指令控制时，由于配置在该链接构件 21a 和与该链接构件 21a 连接的链接构件 21a 之间的弯曲操作线或者驱动用滑轮和自由滑轮而发生干扰，前端侧的链接构件 21a1 等弯曲。

因此，尽管未作图示，然而在上述控制器 5 的伺服控制器 36A 内设置有校正运算部，该校正运算部进行用于在对任意的链接构件 21a 进行了刚性指令控制的情况下校正前端侧的链接构件 21a1 的弯曲动作的运算处理。

这里，图 67 示出原理模型图，图 68A~图 68C 示出作用原理图。另外，图 68A 是用于对作用进行说明的弯曲部的原理图，图 68B 示出由于伴随第 1 弯曲部的线的牵引的蛇管长度缩短而使线发生松弛的状态，图 68C 示出由于伴随第 2 弯曲部的线的牵引的第 2 弯曲部的蛇管长度缩短而使线发生松弛的状态。

在图 68A 中，假定例如对牵引线 200a（参照图 67）进行牵引以驱动第 1 弯曲部。此时，如图 68B 所示由于牵引线 200a 的线牵引而使蛇管长度缩短，同时压缩力作用于第 2 弯曲部侧，因此牵引线 200b、200c 的线路径缩短，从而发生线松弛。

并且，在从图 68A 的状态牵引了牵引线 200b 以驱动第 2 弯曲部的情况下，由于第 2 弯曲部的蛇管长度被压缩，因而牵引线 200a 发生与上述一样的松弛。

因此，对期望的驱动弯曲部以外的弯曲部也产生由驱动引起的影响。即，在具有多个弯曲部的情况下，对期望驱动部以外的弯曲部进行校正。

下面，对校正运算部的结构/作用进行说明。

校正方法如在上述实施例 4 内所示，针对各弯曲牵引线分别配置有线负荷检测单元 263，并且内置有设定值存储部 274（参照图 69），该设定值存储部 274 是在驱动期望的刚性设定弯曲部之前，预先存储期望的刚性设定弯曲部以外的刚性设定值的单元。

通过在上述所示的框线图（图 62、图 64、图 65）的位置指令、刚

性指令、张力指令的输入部内如图 69 所示具有保存数据的设定值存储部 274, 来进行校正。

在进行期望弯曲部的刚性设定的同时, 在期望弯曲部以外的驱动部中锁定信号工作, 设定值存储部 274 保持刚性设定前的状态的值。并且, 期望弯曲部中的刚性设定时的设定值存储部 274 发挥作用, 以便把指令信息实时传送到控制部 273。

由此, 即使发生各弯曲部的干扰, 也能进行校正。

另外, 该校正运算部在刚性指令控制执行时, 不仅进行前端侧的链接构件 21a1 的弯曲校正, 还能进行用于校正由刚性指令控制执行而预想的其他链接构件 21a 的弯曲动作的运算处理。

并且, 在变形例 2 中, 上述控制器 5 在对具有多个链接构件 21a 的弯曲部 14 进行刚性指令控制的情况下, 进行刚性指令控制, 以便满足下述所示的刚性条件。

例如, 假定弯曲部 14 由四个链接构件 21a1~21a4 构成, 则各链接构件 21a 的各刚性级别的关系为:

第四级链接构件 21a4 > 第三级链接构件 21a3 > 第二级链接构件 21a2 > 前端侧的链接构件 21a1。

因此, 如上所述, 变形例 2 的内窥镜装置即使是弯曲部 14 具有多关节的链接构件的结构, 也能与上述实施例 3、实施例 4 及其变形例 1 一样, 在进行了弯曲部 14 的弯曲位置指令控制的状态下, 对多个链接构件 21a 内的任意指定的链接构件 21a 进行刚性指令控制。

另外, 在变形例 1 中, 对弯曲部 14 的上下 2 个弯曲方向作了说明, 然而不限于此, 可以将上述弯曲部 14 构成为能在弯曲部 14 的上下左右 4 个弯曲方向进行弯曲动作, 同时伴随于此构成为设置作为驱动部 10b 的马达和弯曲操作线。

另外, 在本发明的实施例 3 中, 对点锁定上述多个链接构件 21a 内的前端侧的链接构件 21a1 的二维的位置和方向作了说明, 然而不限于此, 可以构成为点锁定三维的位置和方向。

并且, 在本发明的实施例 3 中, 对具有构成机械手的插入部驱动机

构 20 的弯曲部 14 设置在内窥镜 2 的插入部 9 内作了说明，然而上述弯曲部 14 可以构成为设置在内窥镜插入辅助工具的插入部内，该内窥镜插入辅助工具使内窥镜 2 的插入部 9 插通来辅助插入部 9 向管腔内的插入。

下面，参照图 70 至图 73 对本发明的实施例 5 进行说明。图 70 至图 73 是用于对本发明的实施例 5 的伺服控制器的具体结构和控制动作进行说明的图，图 70 是示出伺服控制器内所包含的运动学运算部的框图，图 71 是示出针对各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图，图 72 是图 71 的控制块的框线图，图 73 是示出图 71 的控制块的具体结构的框图。

另外，本实施例 5 与上述实施例 1 的主要不同点是，在具有多关节的链接构件的弯曲部 14 的内窥镜 2 中，控制弯曲部 14 的驱动，以使弯曲部 14 的前端侧的链接构件 21a1 的角度朝基端侧的链接构件 21a1~21an 顺次移动，从而提高插入部 9 的插入性。此外，对与上述的实施例 1 的相同点省略说明。

本实施例 5 的与指令控制部 5A 连接的伺服控制器 36A 在分别控制构成上述弯曲部 14 的多个链接构件 21a1~21an 的转动时，进行基于后述的动态控制运算部的运算处理。

具体地说，如图 70 所示，在上述伺服控制器 36A 内设置有动态控制运算部 336B。该动态控制运算部 336B 根据所提供的操作指令值信号（指令值信息）进行时域/频域内的信号处理（滤波处理），从而生成控制设置在致动器控制块 31 内的驱动部 10b 所需要的操作输出值信号（驱动信号）。

下面，参照图 71 至图 73 对根据上述时域/频域内的信号处理进行运算处理的伺服控制器 36A 的具体结构和移动控制方法进行说明。

如图 71 所示，伺服控制器 36A 具有控制块 341（第 1~第 n 控制块 41a1~41an），该控制块 341 被提供了前端侧的链接构件 21a1 中的包含伺服指令值信号的操作指令值信号。

然后，控制块 341 根据所提供的指令值信号和位置 F/B 信息，通过上述动态控制运算部 336B 进行用于获得与链接构件 21a 对应的关节扭矩

指令值信号即致动器控制指令信号的运算处理，并输出到对应的驱动部 10b 和后一级控制块 341。

从上述控制块 341 所输出的第 1~第 n 致动器控制指令信号具有与图 72 的指令位移信息连接的结构，根据所提供的指令值信号和由上述传感器 38 所获得的马达 27 的位移信息即位置 F/B 信号，使用 PD 控制部 40 来进行公知的比例/微分控制等 PD 控制，生成上述致动器控制指令信号（驱动信号），并提供给马达 27 来进行旋转控制。

在本实施例中，上述伺服控制器 36A 是按照第 1~第 n 致动器控制块 31a1~31an 的数量而设置的。因此，控制器 5 按照上述第 1~第 n 致动器控制块 31a1~31an 的数量具有多个控制块 341a1~341an。

即，如图 71 所示，上述指令控制部 5A（参照图 9）连接与前端侧的链接构件 21a1 对应的第 1 控制块 341a1。

然后，上述第 1 控制块 341a1 连接与输入该第 1 控制块 341a1 的输出信号（第 1 致动器控制指令信号）的第二级链接构件 21a2 对应的第 2 控制块 341a2。

然后，上述第 2 控制块 341a2 连接与输入该第 2 控制块 341a2 的输出信号（第 2 致动器控制指令信号）的第三级链接构件 21a3 对应的第 3 控制块 341a3（未作图示）。

以下，通过同样的连接，连接与第 n-1 级链接构件 21a (n-1) 对应的第 n-1 控制块 341a (n-1)，以便取入前一级控制块 341 的输出信号，然后连接与第 n 级链接构件 21an 对应的第 n 控制块 341an，以便取入前一级的第 n-1 控制块 341a (n-1) 的输出信号。

另外，上述操作指令值信号是用于指示前端侧的链接构件 21a1 和与该链接构件 21a1 连接的链接构件 21a2 形成的关节角度（角度）的信号，并且第 1~第 n 致动器控制指令信号也同样是用于指示对应的链接构件 21a 和与该链接构件 21a 连接的链接构件 21a 形成的关节角度（角度）的信号。

根据这种结构，可将驱动前端侧的链接构件 21a1 的操作指令值信号（主要是角度）顺次时序传递到后级侧的链接构件 21a。

以下，示出动态控制运算部 336B 的内容。

图 73 示出上述多个第 1~第 n 控制块 341 的具体块结构。

如图 73 所示，上述控制块 341 构成为具有抽样保持电路 342 和存储元件 343。

上述抽样保持电路 342 对所提供的操作指令值信号进行抽样，对所抽样的操作指令值信号进行预先设定的时间保持并输出到上述存储元件 343。

上述存储元件 343 是暂时存储所提供的操作指令值信号，当被新提供了操作指令值信号时把所存储的操作指令值信号作为致动器控制指令信号来输出的存储单元。

因此，由于由上述抽样保持电路 342 和存储元件 343 构成的控制块 341 是如上所述按照第 1~第 n 致动器控制块 31a1~31an 的数量来设置的，因而多个第 1~第 n 抽样保持电路 342a1~342an 与多个存储元件 343a1~343an 如图 73 所示连接。

即，前端侧的链接构件 21a1 的操作指令值信号由第 1 抽样保持电路 342a1 进行抽样，之后对该抽样后的操作指令值信号进行预先设定的时间保持并输出到上述存储元件 343a1。

然后，当操作指令值信号被提供给上述存储元件 343a1 时，该操作指令值信号被暂时存储在上述存储元件 343a1 内，已存储的操作指令值信号作为第 1 致动器控制指令信号被提供给驱动部 10b 的与前端侧的链接构件 21a1 对应的马达 27 以及后一级即第二级的第 2 抽样保持电路 342a2。

由此，上述马达 27 根据第 1 致动器控制指令信号被控制旋转，从而使前端侧的链接构件 21a1 以基于上述操作指令值信号的角度转动。

然后，上述第 1 致动器控制指令值信号由第 2 抽样保持电路 342a2 进行抽样，之后对该抽样后的操作指令值信号进行预先设定的时间保持并输出到上述存储元件 343a2。

然后，当操作指令值信号被提供给上述存储元件 343a2 时，该操作指令值信号被暂时存储在上述存储元件 343a2 内，已存储的操作指令值

信号作为第2致动器控制指令信号被提供给驱动部10b的与第二级链接构件21a2对应的马达27以及后一级即第三级（未作图示）的第3抽样保持电路342a3（未作图示）。

由此，上述马达27根据第2致动器控制指令信号被控制旋转，从而使第二级链接构件21a2在由上述第2抽样保持电路342a2预先设定的时间后，以基于上述操作指令值信号的角度，即与上述前端侧的链接构件21a1相同的角度转动。

这样，第三级链接构件21a2、…、第 $n-1$ 级链接构件21a($n-1$)以及第 n 级链接构件21an也同样对前一级的致动器控制指令信号进行抽样，在设定时间后经由存储元件343将致动器控制指令信号提供给对应的马达27，从而使各个链接构件21a每隔上述设定时间以与上述前端侧的链接构件21a1相同的角度顺次时序转动。

即，上述弯曲部14进行弯曲动作，以使前端侧的链接构件21a1的角度每隔抽样保持时间（设定时间）朝与该链接构件21a1连接的基端侧的多个链接构件21a2~21an顺次时序移动。

在这种内窥镜装置1中，在将插入部9插入大肠内的情况下，手术医生将插入部9从肛门插入。然后，当插入部9的前端部13到达S状结肠部时，伺服控制器36A使前端侧的链接构件21a1进行弯曲动作，以便具有由操作指令部7所指定的空间内的方向（角度）。

由此，前端侧的链接构件21a1由于以所指定的角度进行弯曲，因而可沿着S状结肠部的肠壁进一步向内插入。

然后，在预先设定的设定时间（保持时间）后，与上述前端侧的链接构件21a1连接的二级链接构件21a2以与前端侧的链接构件21a1相同的方向（角度）进行弯曲动作。

以后，第3级以后的多个链接构件21a3也与上述一样进行弯曲动作，以便每隔设定时间以与上述前端侧的链接构件相同的方向（角度）顺次时序移动。

由此，弯曲部14伴随插入操作，在进行弯曲动作的同时被插入，以使前端侧的链接构件21a1的角度从前端侧朝基端侧顺次移动，以便与S

状结肠部的形状一致。

由此，能容易通过以往插入困难的 S 状结肠部。因此，可更容易向大肠的深部插入，因而可提高插入性。

另外，在实施例 5 的内窥镜装置 1 中，在构成上述弯曲部 14 的多个链接构件 21a 中进行弯曲动作，以使前端侧的链接构件 21a1 的角度每隔设定时间朝基端侧的链接构件 21a2~21an 顺次移动，然而还能指定使角度移动的任意的链接构件 21a（也称为对象轴），而不是前端侧的链接构件 21a1 的角度，并且上述设定时间（保持时间）也能任意设定。图 74 示出这种实施例 5 的变形例 1。

图 74 是示出上述实施例 5 的变形例 1 的框图。

如图 74 所示，在变形例 1 的控制器 5 内设置有：作为选择单元的轴选择部 344、作为时间变更单元的保持时间设定部 345、偏移量选择部 346、以及设定部 347。

上述轴选择部 344 指定对角度进行移动控制的轴，即任意的链接构件 21a，并把指定信号输出到设定部 347。即，通过设置该轴选择部 344，使角度移动的轴不限于前端侧的链接构件 21a1，可使其他任意的轴（链接构件 21a）的角度移动。

上述保持时间设定部 345 能任意设定上述第 1~第 n 抽样保持电路 342a1~342an 中的抽样保持时间（设定时间），并把所设定的设定信号输出到设定部 347。即，通过设置该保持时间设定部 345，能自由设定从前端侧朝基端侧进行顺次时序移动的各链接构件 21a 之间的动作移动时间。

例如，在慢慢进行插入部 9 的弯曲部 14 的移动控制的同时进行插入的情况下，只要由上述保持时间设定部 345 设定成延长上述保持时间（设定时间）即可。反之，在迅速进行插入部 9 的弯曲部 14 的移动控制的同时进行插入的情况下，只要由上述保持时间设定部 345 设定成缩短上述保持时间（设定时间）即可。

上述偏移量选择部 346 选择变更由轴选择部 344 所选择的链接构件 21a、或者由操作指令部 7 预先设定的链接构件 21a 的方向的量，并把偏移指令值信号输出到设定部 347。即，通过设置该偏移量选择部 346，在

变更所指定的链接构件 21a 的方向的情况下，可按照基于上述偏移指令值信号的量使上述链接构件的方向微妙变化（偏移）来进行调整。

然后，上述设定部 347 被提供来自上述轴选择部 344 的指定信号、来自上述保持时间设定部 345 的设定信号以及来自上述偏移量选择部 346 的偏移指令值信号，进行基于这些控制信号的设定。

即，上述设定部 347 在被提供了来自上述轴选择部 344 的指定信号的情况下，把基于该指定信号的链接构件 21a 设定成要开始移动控制的链接构件 21a。并且，上述设定部 347 在被提供了来自上述保持时间设定部 345 的设定信号的情况下，把对应的抽样保持电路 342 的保持时间设定成基于该设定信号的保持时间。而且，上述设定部 347 在被提供了来自上述偏移量选择部 346 的偏移指令值信号的情况下，设定成按照基于该偏移指令值信号的量使所指定的链接构件的方向变化。

因此，根据变形例 1，除了取得与上述实施例 5 一样的效果以外，还能任意设定对前端侧的链接构件 21a1 的角度朝基端侧的链接构件 21a2~21an 进行顺次移动控制的各链接构件的动作时间。并且，可任意设定开始移动控制的链接构件 21a，并且还能任意设定所指定的链接构件 21a 的偏移量。由此，能根据插入状态进行最佳的移动控制，可进一步提高插入性。

另外，在对插入部 9 的弯曲部 14 进行移动控制的同时将其插入到大肠等的管腔内的情况下，只要考虑插入部 9 的插入量，即操作量，就能进一步提高插入性。图 75 示出这种实施例 5 的变形例 2。

图 75 是示出上述实施例 5 的变形例 2 的框图。

如图 75 所示，在变形例 2 的控制器 5 内设置有操作量变化检测部 50。

该操作量变化检测部 350 输入针对前端侧的链接构件 21a1 的来自指令控制部 5A 的操作指令值信号，根据该操作指令值信号检测前端侧的链接构件 21a1 的操作量，并把检测结果作为用于更新抽样保持电路 342 的数据的数据更新信号输出到上述第 1~第 n 抽样保持电路 342a1~342an。

然后，上述第 1~第 n 抽样保持电路 342a1~342an 当被提供了上述

数据更新信号时,同时更新各自的数据。即,上述第1~第n抽样保持电路342a1~342an在前端侧的链接构件21a1的操作量变化时,与该操作量对应的速度进行数据更新。即,在本变形例2中,当前端侧的链接构件21a1的操作量变化时,根据该操作量的变化,对与前端侧的链接构件21a1连接的多个链接构件21a进行顺次移动控制。

由此,没有时间依赖性,可进行与前端侧的链接构件21a1的操作量变化对应的移动控制,因而可提高插入部9的插入性。

另外,在变形例2中,为了防止由于上述操作量变化检测部350的过于敏感的操作量变化的检测而无意图地进行弯曲部14的移动控制,可以设置图76或图77所示的单元。

图76是示出图75的操作量变化检测部的具体结构的框图,图77是示出在图75的操作量变化检测部内设置了不灵敏区范围设定部的结构的框图。

如图76所示,上述操作量变化检测部350具有:变化量计算部351,其根据操作指令值信号计算前端侧的链接构件21a1的操作变化量;以及检测范围部352,其根据该变化量计算部351的计算结果,以预先设定的检测级别进行检测,从而输出数据更新信号。另外,上述检测范围部352能任意设定检测级别。

根据这种结构,由于能任意设定上述检测范围部352的前端侧的链接构件21a1的操作变化量的检测级别,因而能防止有意图地进行弯曲部14的移动控制,可提高安全性。

并且,在变形例2中,如图77所示,可以设置能任意设定图76的检测范围部352的检测范围的不灵敏区范围的不灵敏区范围设定部353。

例如,在想要使上述检测范围部352的检测范围的不灵敏区范围变窄的情况下,手术医生通过操作上述不灵敏区范围设定部353,如图中箭头方向所示的检测范围部352那样设定成使不灵敏区范围变窄。当然,反之还能使上述检测范围部352的不灵敏区范围变宽。

由此,可进行范围大的前端侧的链接构件21a1的操作变化量的检测,可有助于提高安全性。

另外，对上述操作量变化检测部 350 设置在伺服控制器 36A 内的结构作了说明，然而不限于此，还可以构成为设置在操作指令部 7 内。

下面，图 78 至图 83 涉及实施例 6，图 78 是示出针对各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图，图 79 是示出图 78 的控制块的输入输出信号的增益和频率的特性的曲线图，图 80 是示出图 78 的控制块的输入输出信号的相位和频率的特性的曲线图，图 81 和图 82 是用于获得图 79 和图 80 所示的频率特性的说明图，图 81 是示出在复开平面中实轴上的极值和零点值针对虚轴被设定为对象的状态的图，图 82 是示出在复开平面中正负实轴上的极值和零点值针对虚轴被设定为对象的状态的图，图 83 是示出图 78 的第 1 控制块内所包含的滤波器部的框图。

在本实施例中，在对上述弯曲部 14 从前端侧朝基端侧的链接构件 21a 进行移动控制的情况下，能控制成可根据操作指令值信号的频率使移动动作提前或延迟，而不是按时间进行管理。即，通过使从前端侧朝基端侧顺次传送的操作指令值信号的频率区域内的相位移来实现。

如图 78 所示，本实施例的控制器 5 与上述实施例 5 一样具有指令控制部 5A 以及第 1~第 n 致动器控制块 31a1~31an，在第 1~第 n 致动器控制块 31a1~31an 内，与图 71 所示的连接形态一样设置有多第 1~第 n 控制块 441A1~441An（以下，将它们总称为控制块 441）。

上述第 1~第 n 控制块 441A1~441An 分别具有用于使所输入的致动器控制指令信号的相位移的滤波器部 454（参照图 83）。

上述滤波器部 454 具有这样的滤波器特性，即：输入输出信号的增益是恒定的，而且具有并输出预先设定的相位延迟。具体地说，如图 83 所示，滤波器部 454 针对输入信号进行使用了复开平面的有理函数（ $S-P/S+P$ ：S 是拉普拉斯算子，P 是极值（零点值））的运算处理，从而获得增益恒定且具有预先设定的相位延迟的输出信号。

即，如图 79 所示，各控制块 441 的输入输出信号的增益 G，如图 79 所示，不依赖于信号频率 f 而是一样的，并且，在各输入输出信号分别具有相位延迟的情况下，这些输入输出信号的相位延迟 P_0 ，如图 80 所示，不依赖于信号频率 f 而是一样的。

即，如图 81 所示，在复开平面中，实轴（Real）上的极值○和零点值×针对虚轴（Imag）设定为对象，或者如图 82 所示，在复开平面中，正负（+-）实轴（Real）上的极值○和零点值×针对虚轴（Imag）设定为对象，从而获得图 79 和图 80 所示的频率特性。

因此，上述滤波器部 454 由于使用这种频率特性，因而具有这样的滤波器特性，即：输入输出信号的增益是恒定的，而且具有并输出预先设定的相位延迟。

由此，在图 78 所示的控制器 5 中，不使用在实施例 5 中使用的抽样保持时间，而使用各第 1~第 n 控制块 441A1~441An 的滤波器部 454 的输入输出信号的相位延迟，从而与上述实施例 5 一样能进行多个链接构件 21a 的移动控制。

另外，在实施例 6 中，如图 84 的变形例 1 所示，可以构成为设置极/零点设定部 455 作为相位变更单元，该相位变更单元能调节并设定上述第 1~第 n 控制块 441A1~441An 的各滤波器部 454 的输入输出信号的相位延迟量。

在该情况下，如图 81 和图 82 所示，上述极/零点设定部 455 通过变更且设定用于决定上述滤波器部 454 的滤波器特性的极值和零点值，来使上述第 1~第 n 控制块 441A1~441An 的输出信号的相位延迟量变化。

由此，在使用相位延迟来对上述弯曲部 14 从前端侧朝基端侧的链接构件 21a 进行移动控制的情况下，通过使相位延迟量变化，能控制成可使移动的移动时间提前或延迟。

另外，在实施例 6 的内窥镜装置 1 中，在构成上述弯曲部 14 的多个链接构件 21a 中进行弯曲动作，以使前端侧的链接构件 21a1 的角度按照预先设定的各相位延迟量朝基端侧的链接构件 21a2~21an 顺次移动，然而可任意变更该相位延迟量，并还能指定变更该相位延迟量的任意的链接构件 21a（也称为对象轴）。图 85 示出这种实施例 6 的变形例 2。

图 85 是示出上述实施例 6 的变形例 2 的框图。

如图 85 所示，在变形例 6 的控制器 5 内设置有轴选择部 444A、偏移选择部 456 以及极/零点选择部 455A。

上述轴选择部 444A 指定变更相位延迟量的轴，即任意的链接构件 21a，并把指定信号输出到设定部 447A。即，通过设置该轴选择部 444A，可选择变更相位延迟量的任意的轴（链接构件 21a）。

上述偏移选择部 456 选择变更由轴选择部 444A 所选择的链接构件 21a、或者由操作指令部 7 预先设定的链接构件 21a 的方向的量，并把偏移指令值信号输出到设定部 447A。即，通过设置该偏移选择部 456，在变更所指定的链接构件 21a 的方向的情况下，可按照基于上述偏移指令值信号的量使上述链接构件的方向微妙变化（偏移）来进行调整。

上述极/零点选择部 455A 通过变更决定上述滤波器部 454 的滤波器特性的极值和零点值，能任意设定上述第 1～第 n 控制块 441A1～441An 的输出信号的相位延迟量，并把所设定的设定信号输出到设定部 447A。即，通过设置上述极/零点选择部 455A，能自由设定由于输入输出信号的相位延迟而从前端侧朝基端侧顺次移动的各链接构件 21a 之间的动作移动时间。

例如，在慢慢进行插入部 9 的弯曲部 14 的移动控制的同时进行插入的情况下，只要设定成通过上述极/零点选择部 455A 增大滤波器部 454 的上述相位延迟量即可。反之，在迅速进行插入部 9 的弯曲部 14 的移动控制的同时进行插入的情况下，只要设定成通过上述滤波器部 454 减小上述相位延迟量即可。另外，这种设定可以对与由上述轴选择部 444A 所选择的链接构件 21a 对应的滤波器部 454 进行。由此可进行范围大的移动控制。

然后，上述设定部 447A 被提供来自上述轴选择部 444A 的指定信号、来自上述偏移选择部 456 的偏移指令值信号、以及来自上述极/零点选择部 455A 的设定信号，进行基于这些控制信号的设定。

即，上述设定部 447A 在被提供了来自上述轴选择部 444A 的指定信号的情况下，把基于该指定信号的链接构件 21a 设定为变更相位延迟量的链接构件 21a。并且，上述设定部 447A 在被提供了来自上述偏移选择部 456 的偏移指令值信号的情况下，设定成按照基于该偏移指令值信号的量使所指定的链接构件 21a 的方向变化。而且，在被提供了来自上述

极/零点选择部 455A 的设定信号的情况下，设定对应的滤波器部 454 的相位延迟量，以便达到基于该设定信号的相位延迟量。

因此，根据变形例 2，除了取得与上述实施例 6 相同的效果以外，还能任意设定对前端侧的链接构件 21a1 的角度顺次朝基端侧的链接构件 21a2~21an 进行移动控制的各链接构件的相位延迟量的动作时间。并且，可任意设定相位延迟量，并且还能任意设定所指定的链接构件 21a 的偏移量。由此，能根据插入状态进行最佳的移动控制，可进一步提高插入性。

另外，在上述变形例 2 中，不仅利用上述轴选择部 444A 指定变更相位延迟量的链接构件 21a，还可以使用相位延迟来指定开始角度移动的链接构件 21a（也称为对象轴）。

图 86 涉及本发明的实施例 7，是示出针对各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图，图 87 至图 91 示出实施例 7 的变形例，图 87 是示出具有用于设定移动路径的设定单元的伺服控制器整体结构的框图，图 88 是用于对由图 87 的信道设定部能设定的信道进行说明的说明图，图 89 是示出信道设定部的输入输出信号的一例的图，图 90 是示出由信道设定部的信道设定所使用的置换矩阵的图，图 91 是示出由信道设定部所设定的信道设定例的图。

本实施例 7 的内窥镜装置 1 对实施例 5 的内窥镜装置作了改良，构成为，可指定开始移动控制的链接构件 21a，并且能选择使该指定的链接构件 21a 的角度移动的任意的链接构件 21a。

如图 86 所示，本实施例的伺服控制器 36A 的整体结构与图 71 所示的块结构大致相同，然而不同是，设置有：轴选择设定部 457，以及针对各抽样保持电路 342(342a1~342an)所设置的多个开关 Sa1~San、S1a1~S1an。

具体地说，输入到第 1 抽样保持电路 342a1 的操作指令值信号经由开关 Sa1 被提供给后一级的第 2 抽样保持电路 342a2 和开关 Sa2。

并且，在存储元件 343a1 的输出侧设置有开关 S1a1，随着该开关 S1a1 接通，来自第 1 抽样保持电路 342a1 的输出信号经由存储元件 343a1 作

为第 1 致动器控制指令信号来输出。

输入到第 2 抽样保持电路 342a2 的操作指令值信号经由开关 Sa2 被提供给后一级的第 3 抽样保持电路 342a3（未作图示）和开关 Sa3（未作图示）。

并且，在存储元件 343a2 的输出侧设置有开关 S1a2，随着该开关 S1a2 接通，来自第 2 抽样保持电路 342a2 的输出信号经由存储元件 343a2 作为第 2 致动器控制指令信号来输出。

以后，与后一级链接构件 21a 对应的抽样保持电路 342an 也一样与开关 San 连接，该抽样保持电路 342an 的存储元件 343an 的输出侧也与相同的开关 S1an 连接。

另外，开关 Sa1 和开关 S1a1 被设置成与前端侧的链接构件 21a1 对应，开关 Sa2 和开关 S1a2 被设置成与第二级链接构件 21a2 对应，以下同样，开关 San 和开关 S1an 被设置成与第 n 级链接构件 21an 对应。

上述轴选择设定部 4457 能设定开始移动控制的链接构件 21a，并能设定使该设定的链接构件 21a 的角度移动的任意的链接构件 21a。并且，上述轴选择设定部 457 根据该设定的设定内容，控制上述开关 Sa1~San 和开关 S1a1~S1an 的切换。

在该情况下，上述轴选择设定部 457 进行如下控制：使与所设定的链接构件 21a 对应的开关 Sa 断开，并使设置在与该设定的链接构件 21a 对应的存储元件 343 侧的开关 S1a 接通。

反之，上述轴选择设定部 457 进行如下控制：使与未设定的链接构件 21a 对应的开关 Sa 接通并把操作指令值信号传送到后一级，同时使设置在与该设定的链接构件 21a 对应的存储元件 343 侧的开关 S1a 断开，并且停止致动器控制指令信号的输出。

根据这种结构，只要通过上述轴选择设定部 457 将例如第二级链接构件 21a2 指定为开始移动控制的链接构件 21a，并将使该链接构件 21a2 的角度移动的链接构件 21a 设定为第 4 级~第 n 级链接构件 21a4~21an，就能控制成使第二级链接构件 21a2 的角度朝第 4 级~第 n 级链接构件 21a4~21an 移动。由此，与上述实施例 5 相比能提高插入部 9 的插入性。

另外，在实施例 7 中可以构成为，如图 87 的变形例所示，将与网络设定部 461 连接的信道设定部 460 设置在与各链接构件 21a 对应的存储元件 343 的输出侧，并根据由上述网络设定部 461 所设定的设定信号，由信道设定部 460 变更进行移动控制的顺序。

在该情况下，上述信道设定部 460 根据由上述网络设定部 461 所设定的设定信号，即表示进行移动控制的顺序的设定信号，变更各存储元件 343a1~343an 的各自的输出信号的输出路径（也称为信道）。

例如，上述信道设定部 460 如图 88 所示，当把输入 1 设定为第 1 抽样保持电路 342a1 的输出信号时，能使输入 1 输出到第 1 致动器控制指令信号即输出 1、或者第 2 致动器控制指令信号即输出 2、或者第 3 致动器控制指令信号即输出 3 的任一方。同样，上述信道设定部 460 能使输入 2 输出到第 1 致动器控制指令信号即输出 1、或者第 2 致动器控制指令信号即输出 2、或者第 3 致动器控制指令信号即输出 3 的任一方。以下，输入 3……输入 n 也同样能经由任一输出路径（信道）来输出。

即，在上述信道设定部 460 中，在使用了用于变更输出路径的软件的情况下，根据来自网络设定部 461 的设定信号，通过如图 90 所示使用置换矩阵，可变更信道。

即，通过使用针对置换矩阵的矩阵运算，无需特别处理就能进行信道切换。

另外，在图 90 所示的置换矩阵的情况下，是图 89 所示的输入输出信号的信道。并且，图 91 示出由上述信道设定部 460 设定信道的一例。

如上所示，通过进行将置换矩阵组合的运算，能进行任意信道变更。

因此，根据本变形例，通过设置网络设定部 461 和信道设定部 460，可任意设定输入输出信号的输出路径（信道），因而能简单且容易地变更移动顺序。

图 92 至图 94 涉及本发明的实施例 8，图 92 是用于对基本的移动控制进行说明的说明图，图 93 是用于对基于实施例 8 中的相对移动量的移动控制进行说明的说明图，图 94 是示出针对实施例 8 中的各致动器控制块所设置的伺服控制器整体结构的框图，图 95 是示出图 94 的相对移动

量变换部的具体结构的框图。并且，图 96 示出实施例 8 的变形例 1，是用于对基于相对移动量的其他移动控制进行说明的说明图，图 97 示出实施例 8 的变形例 2，是示出控制器 5 和该控制器 5 的外围设备中的整体结构的框图。

本发明的内窥镜装置 1 对所指定的链接构件 21a 的角度顺次朝后级侧的链接构件 21a 进行移动控制。这里，例如前端侧的链接构件 21a1 的角度是 45 度，当对该 45 度的角度朝后级侧的链接构件 21a2~21a7 顺次进行移动控制时，由于移动角度是 45 度的绝对移动量，因而在该 45 角度到达最基端侧的链接构件 21a7 的情况下，弯曲部 14 按照图 92 所示的步骤变化姿势。即，当仅是移动控制到端部时，弯曲部 14 进行弯曲动作，以便具有图 92 所示的姿势。因此，在进行操作的情况下，链接具有卷成一团的形状，有在体腔内处于对患者施加负担的姿势的可能性。

因此，在本实施例中，由于进一步考虑弯曲部 14 的弯曲姿势来提高插入部 9 的插入性，因而除了上述的绝对移动量以外，还能利用根据移动角度的链接构件 21a 的角度变化量得到的相对移动量（以下称为相对移动量）来控制各个链接构件 21a 的角度。

具体地说，如图 94 所示，本实施例的伺服控制器 36A 的整体结构与上述实施例 5 中的图 71 所示的块结构大致相同，然而不同点是，具有轴选择部 444B 和分别设置在与多个链接构件 21a 对应的多个存储元件 343a1~343an 的输出侧的多个相对移动量变换部 462a1~462an。

上述轴选择部 444B 能分别控制上述多个相对移动量变换部 462a1~462an 的接通/断开。并且，上述轴选择部 444B 能指定：进行与上述实施例 5 一样的图 92 所示的基于绝对移动量的移动控制（以下称为绝对移动量移动模式）的链接构件 21a，以及进行后述的基于相对移动量的移动控制（以下称为相对移动量移动模式）的链接构件 21a。

即，上述轴选择部 444B 针对被指定成执行上述绝对移动量移动模式的链接构件 21a，使对应的输出路径中的相对移动量变换部 462 断开，将来自存储元件 343 的输出信号照原样作为致动器控制指令信号来输出。另一方面，上述轴选择部 444B 针对被指定成执行上述相对移动量移动模

式的链接构件 21a，使对应的输出路径中的相对移动量变换部 462 接通，对来自存储元件 343 的输出信号实施相对移动量变换处理，之后作为致动器控制指令信号来输出。

上述相对移动量变换部 462 是由上述轴选择部 444B 控制接通/断开，并对例如作为输入信号的致动器控制信号实施相对移动量变换处理的微分电路。

图 94 示出上述相对移动量变换部 462（相对移动量变换部 462a1～462an）的具体结构。

如图 94 所示，上述相对移动量变换部 462 具有：相对移动量变换电路 463，其取入来自存储元件 343 的指令值信号，并针对该指令值信号求出角度的相对移动量（相对变化量）；相对移动量存储部 464，其暂时存储并输出该相对移动量变换电路 463 的输出信号；变换部 465，其反向变换来自该相对移动量存储部 464 的相对移动量；以及抽样保持电路 466，其按照所设定的抽样时间对该变换部 465 的输出信号进行抽样，并反馈到上述相对移动量变换电路 463。

即，随着上述相对移动量变换部 462 接通，对应的链接构件 21a 被控制成，在转动到基于操作指令值信号的角度之后，反向转动作为该移动的相对移动量（相对变化量）的角度，并回到原来角度。

例如，假定由上述轴选择部 444B 针对所有的链接构件 21a 指定了相对移动量移动模式，则图 94 所示的上述相对移动量变换部 462a1～462an 接通。其结果，如图 93 所示，弯曲部 14 从前端侧的链接构件 21a1 转动到如上所述基于操作指令值信号的角度之后，回到原来，然后在该角度被传递到第二级侧的同时，第二级链接构件 21a2 也同样动作，以后的后级侧的链接构件 21a3～21a7 也顺次同样动作。即，上述弯曲部 14 进行弯曲动作，以使前端侧的链接构件 21a1 的角度正好照原样向基端侧移动。

因此，根据本实施例，只要利用上述轴选择部 444B 适当指定执行绝对移动量移动模式的链接构件 21a 和执行上述的相对移动量移动模式的链接构件 21a，就能进行更适合目标构件的弯曲动作，因而可进一步提高插入部 9 的插入性。

另外，在本实施例中，通过改良上述相对移动量变换部 462，如图 96 的变形例 1 所示，上述弯曲部 14 还能进行使正好转动到基于操作指令值信号的角度链接构件 21a 顺次平行移动到基端侧的弯曲动作（移动动作）。

并且，在本实施例中，作为指示执行上述弯曲部 14 的弯曲动作模式的单元，可以构成为以下结构，即：不是通过操纵杆等操作指令部 7 进行操作，而是如图 97 的变形例 2 所示，设置输入部 470 和模式指令值生成部 471，可进行“利用预先设定的运转模式的自动控制”。

即，如图 97 所示，变形例 2 的内窥镜装置 1 还设置有：作为输入 I/F 的输入部 470，其选择将所指定的角度按什么样的弯曲动作波形进行移动控制；模式指令值生成部 471，其生成基于该输入部 470 所选择的弯曲动作波形的模式信号，并输出到图 10 所示的 CPU 32；以及通信 I/F 472，其与上述 CPU 32 连接，能对医院内部的其他操作设备、或者用于从医院外部进行远距离操作的通信设备进行通信。

例如，当通过输入部 470 选择了正弦波时，上述弯曲部 14 在使所指定的角度正好如正弦波那样顺次移动的同时进行弯曲动作。并且，当通过输入部 470 选择了三角波时，上述弯曲部 14 在使所指定的角度正好沿着三角形的各边顺次移动的同时进行弯曲动作。并且，当通过输入部 470 选择了矩形波形时，在使任意的角度正好如矩形波形那样顺次移动的同时进行弯曲动作。另外，可以通过上述输入部 470 输入上述以外的任意波形。

由此，即使手术医生不操作操纵杆等操作指令部 7，只要预先根据手法选择并设定用于生成最佳的弯曲动作模式的弯曲动作波形，就能自动地根据手法以最佳的弯曲动作模式对弯曲部 14 进行移动控制。因此，可进一步提高插入部 9 的插入性。

另外，在根据本发明的实施例中，对具有构成机械手的插入部驱动机构 20 的弯曲部 14 设置在内窥镜 2 的插入部 9 内作了说明，然而还可以构成为，将上述弯曲部 14 设置在内窥镜插入辅助工具的插入部内，该内窥镜插入辅助工具使内窥镜 2 的插入部 9 插通来辅助插入部 9 向管腔

内的插入。

以上，在本实施例中，为了简单起见实施了与平面动作有关的说明，然而在内窥镜中，当然可以采用用于进行三维空间内的动作的结构。

另外，本发明不限于上述的各实施例及其变形例，能在不背离发明要旨的范围内实施各种变形。并且，当然可以将上述的各实施例及其变形例适当组合。

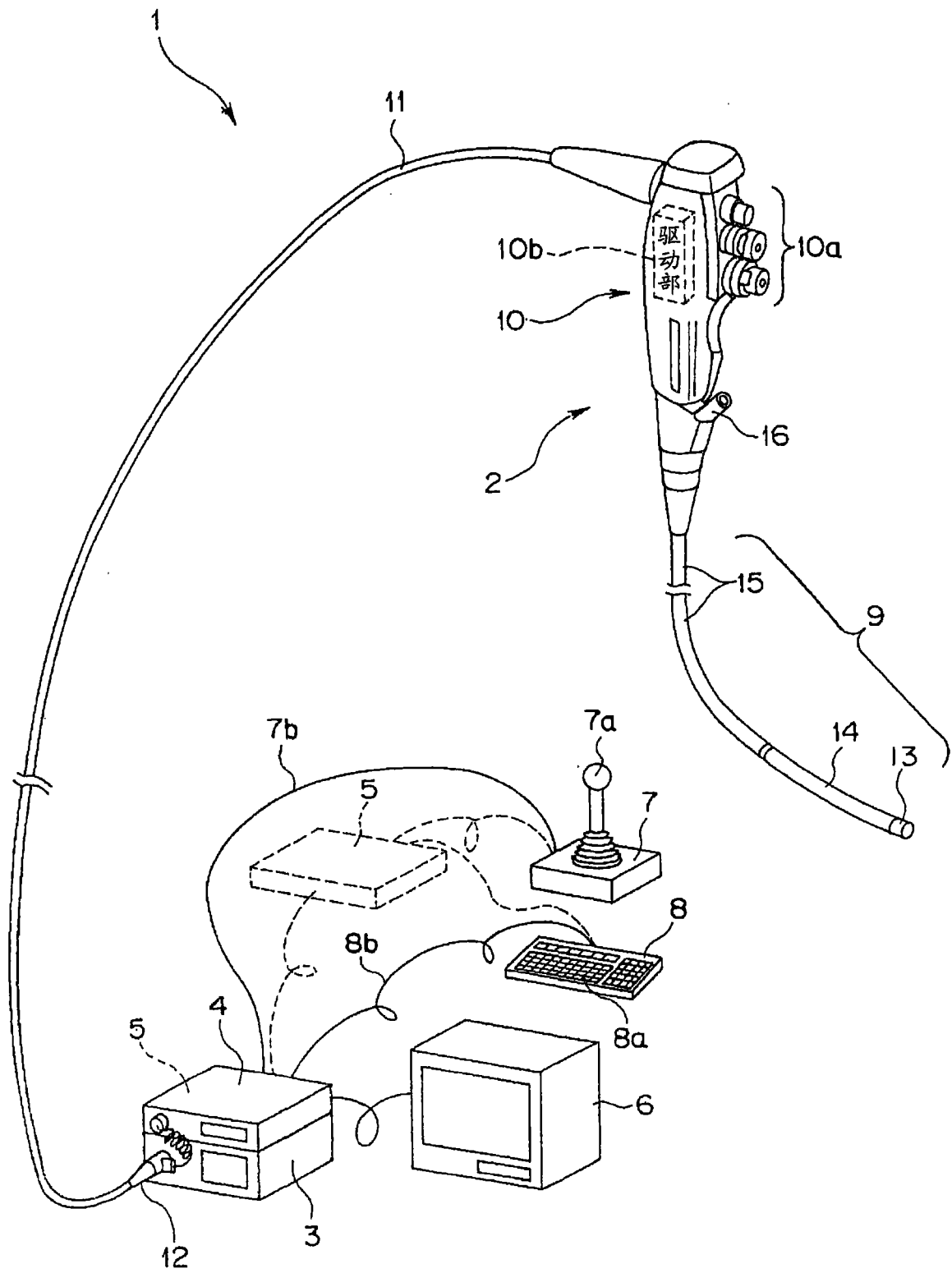
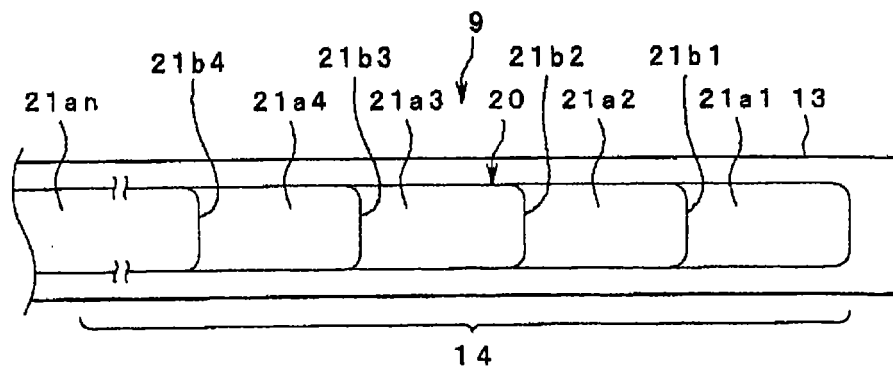
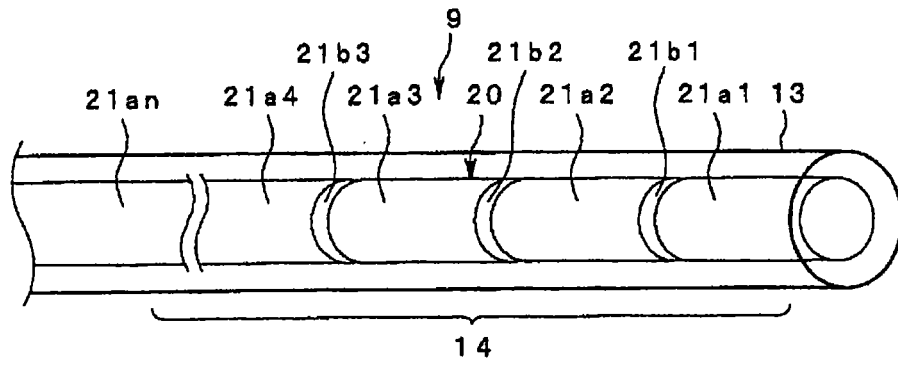
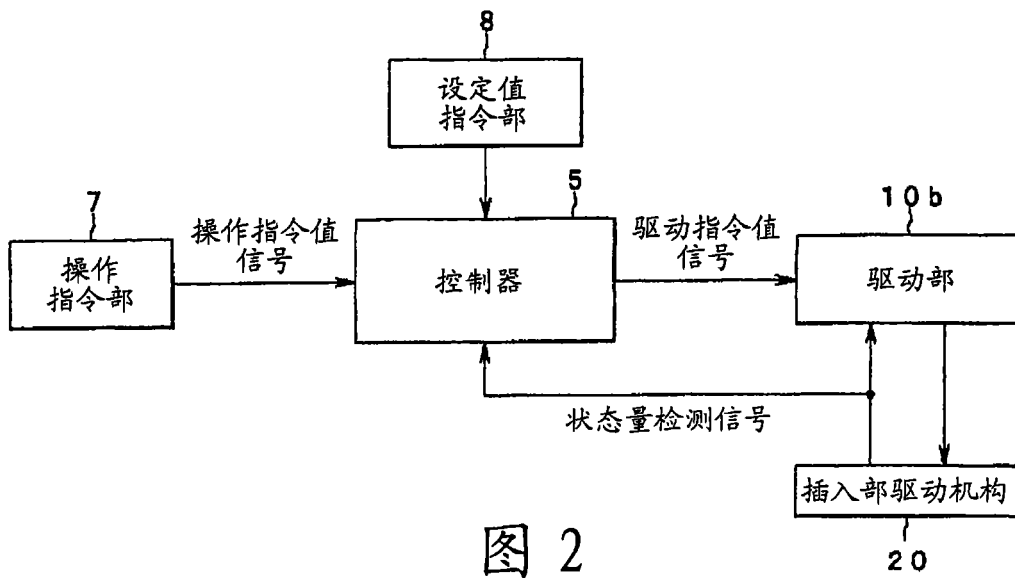


图 1



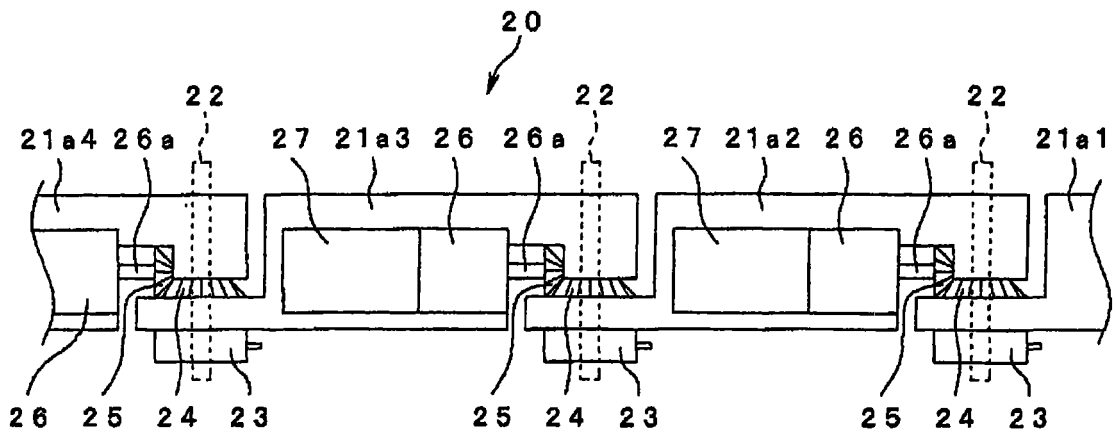


图 5

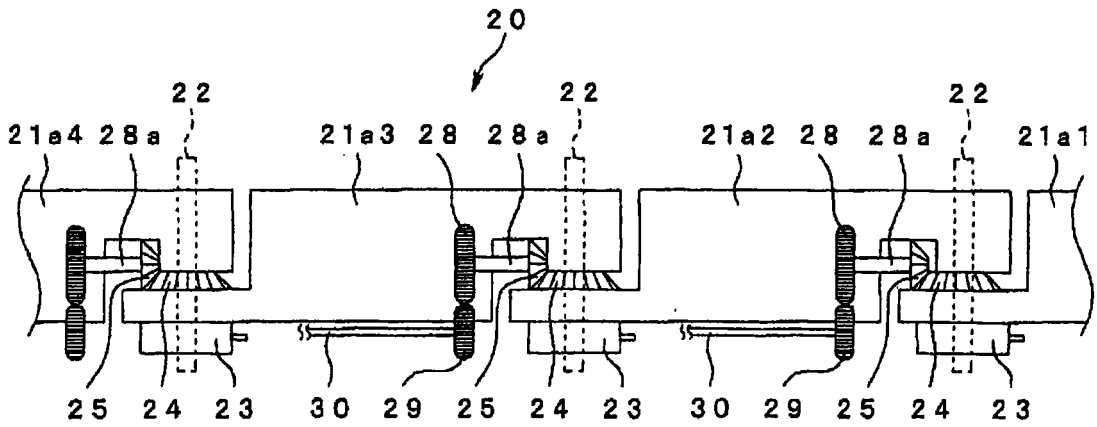


图 6

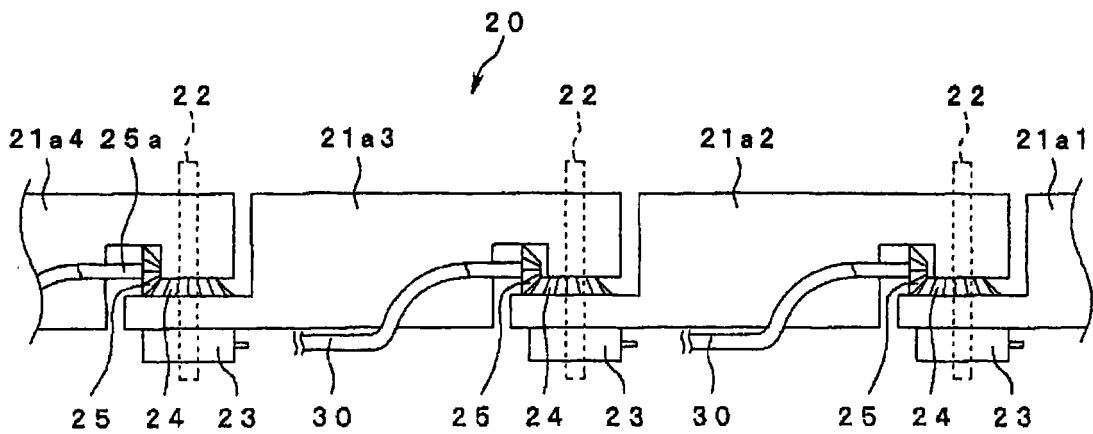


图 7

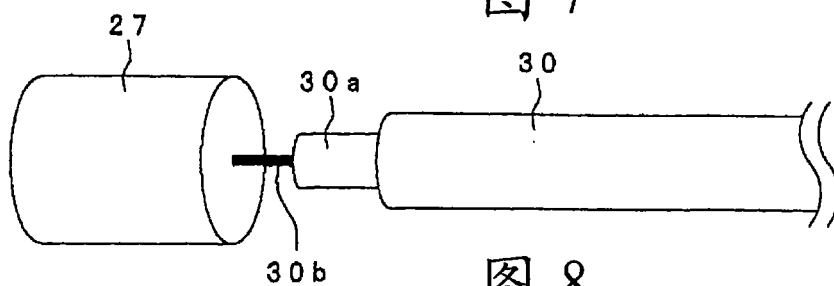


图 8

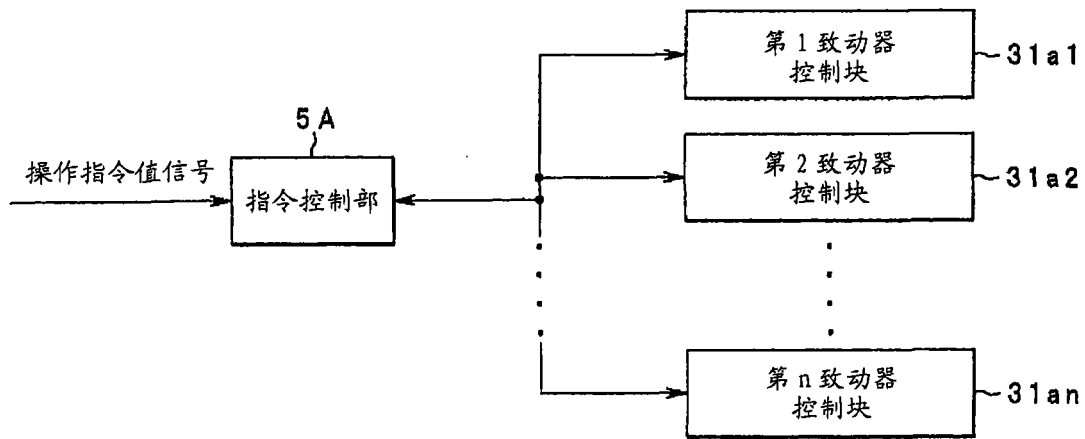


图 9

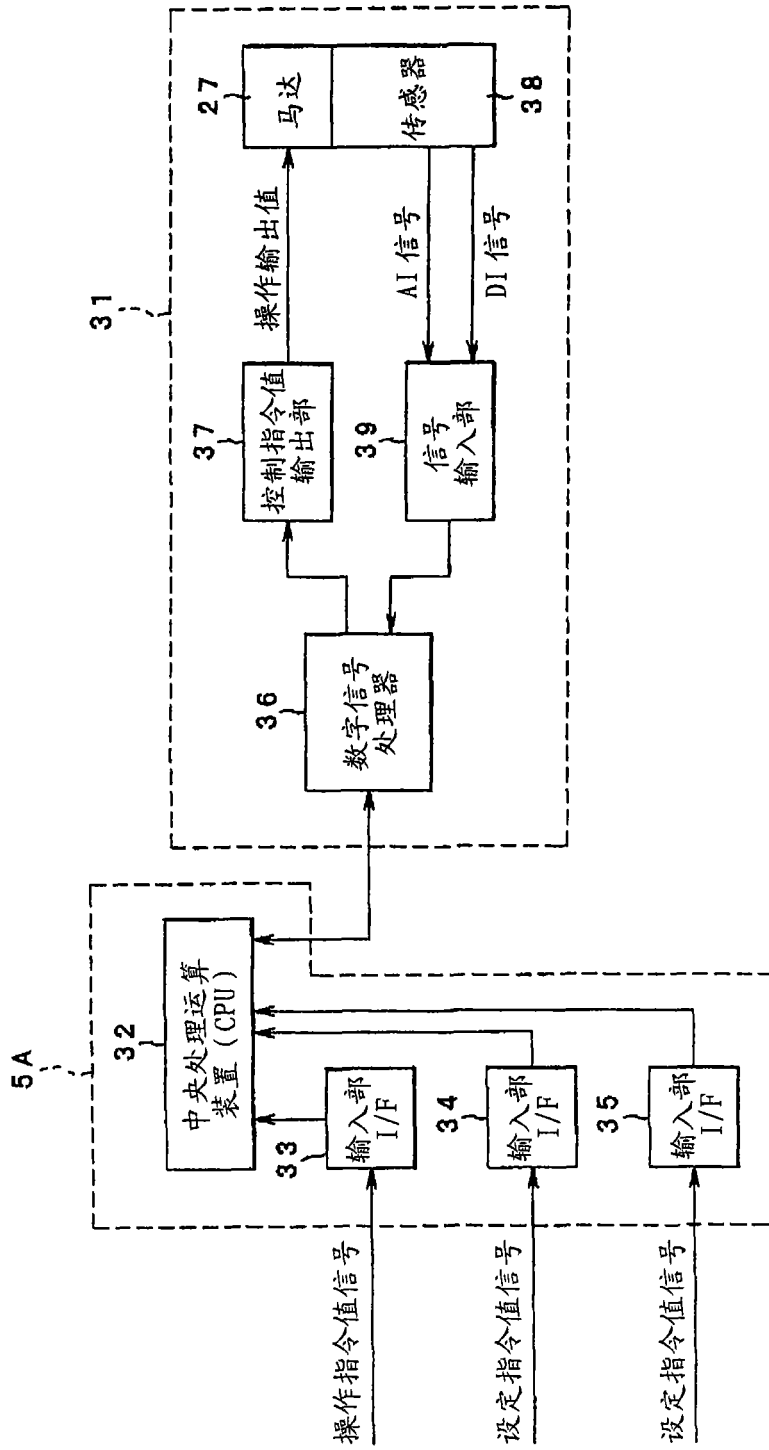


图 10

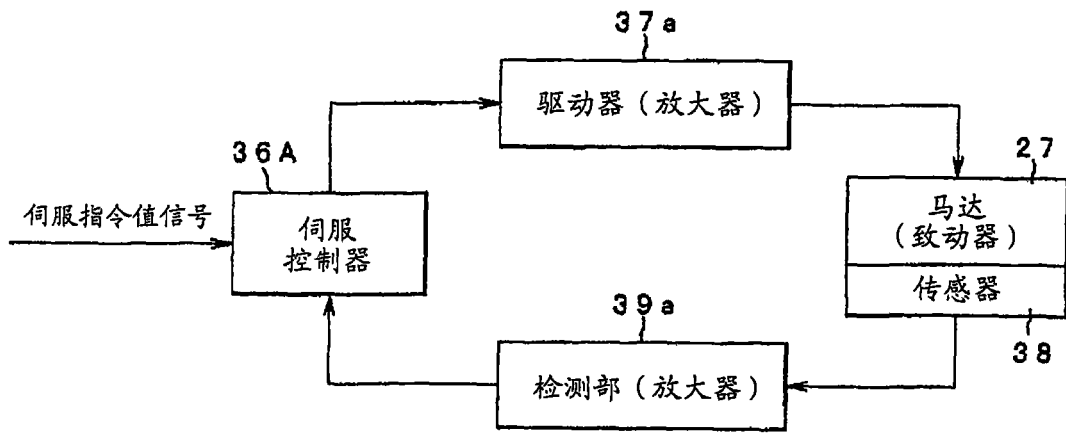


图 11

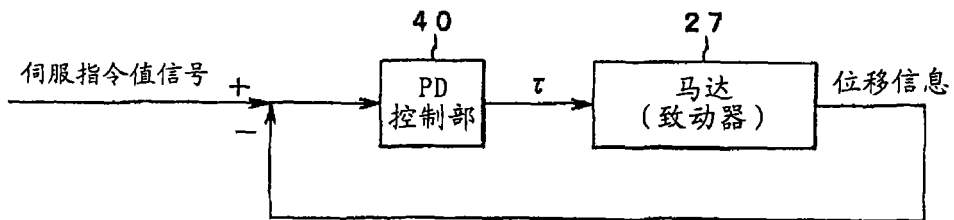


图 12

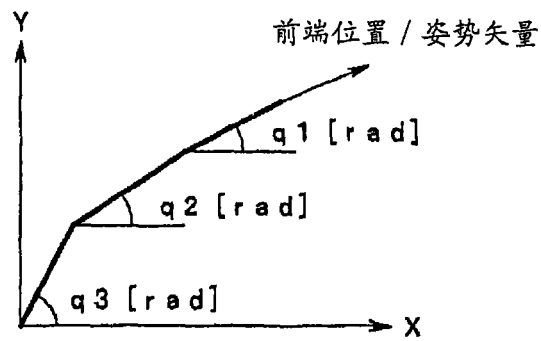


图 13

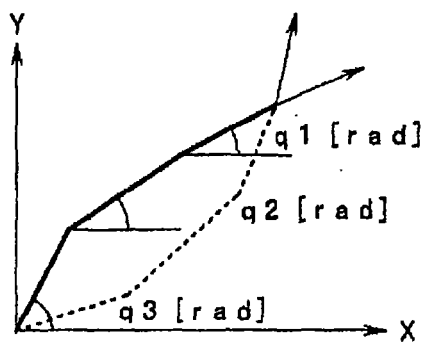


图 14

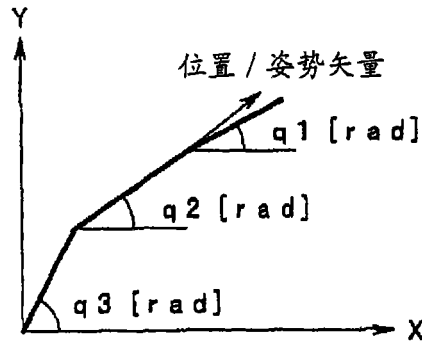


图 15

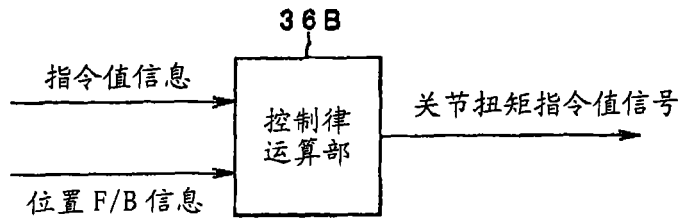


图 16

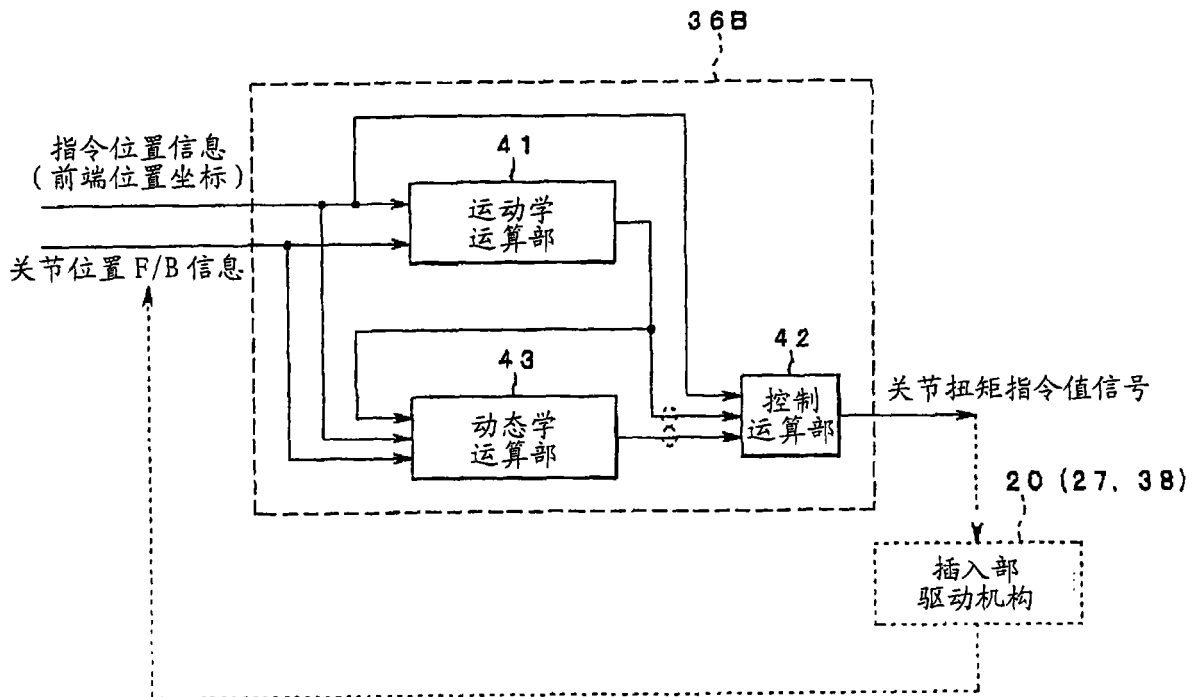


图 17

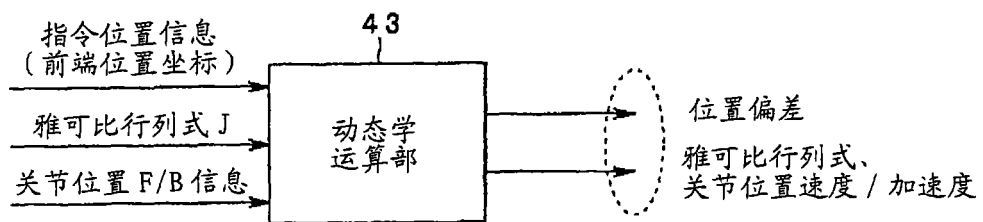


图 18

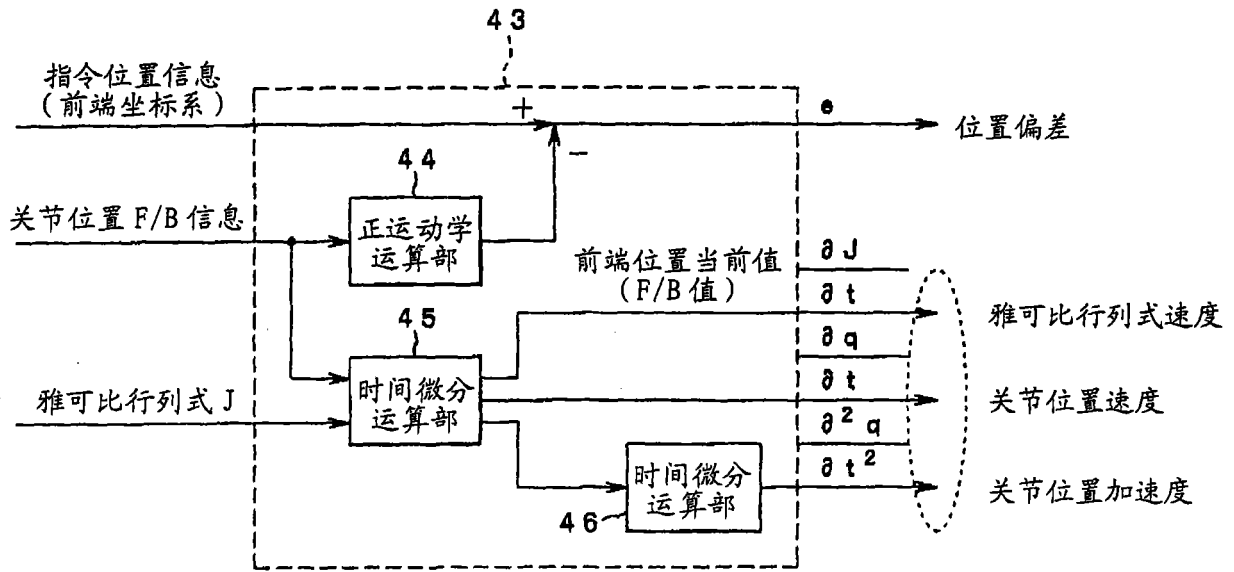


图 19

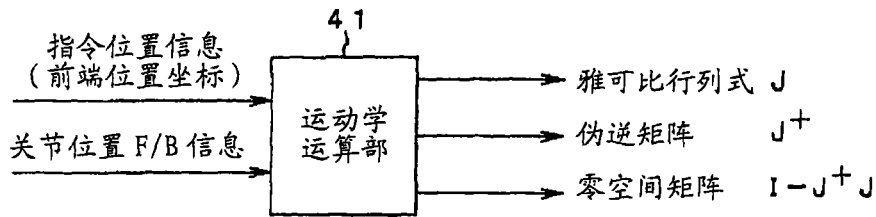


图 20

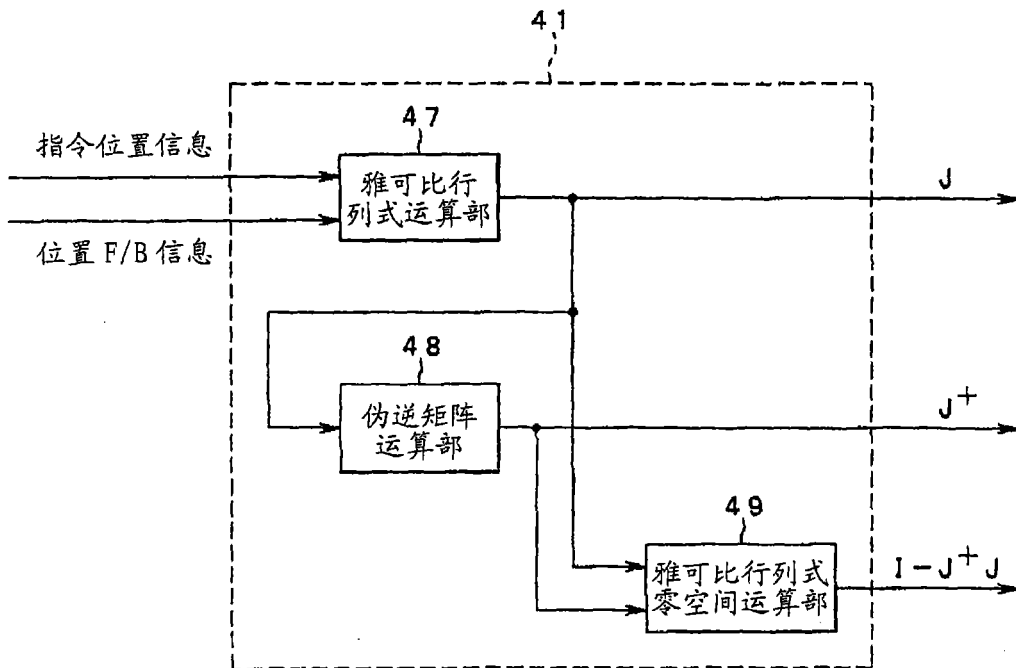


图 21

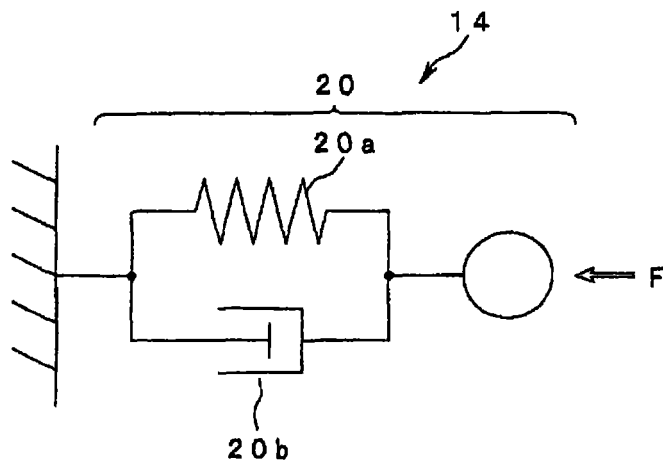


图 22

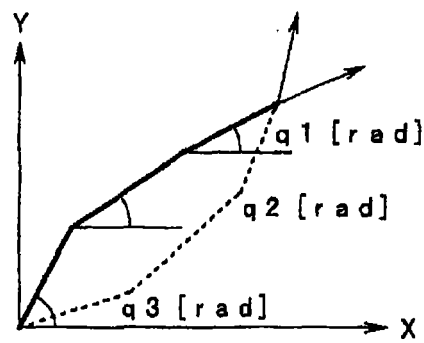


图 23

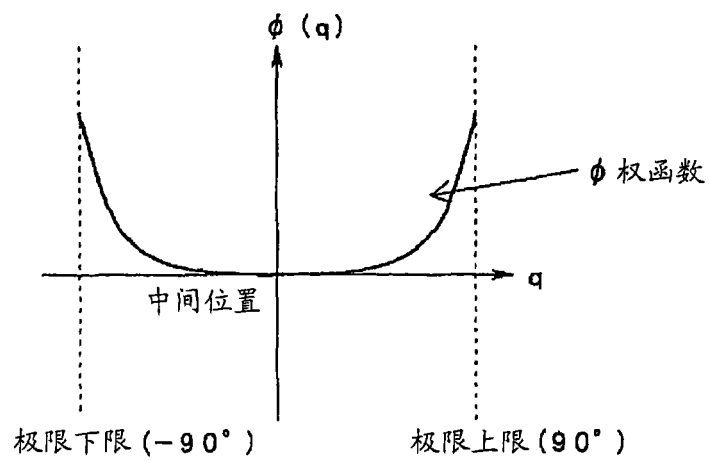


图 24

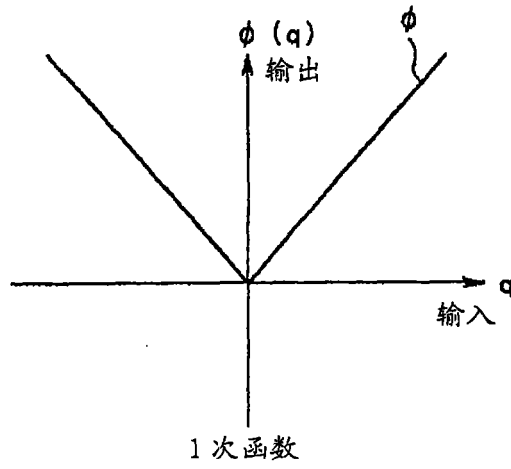


图 25

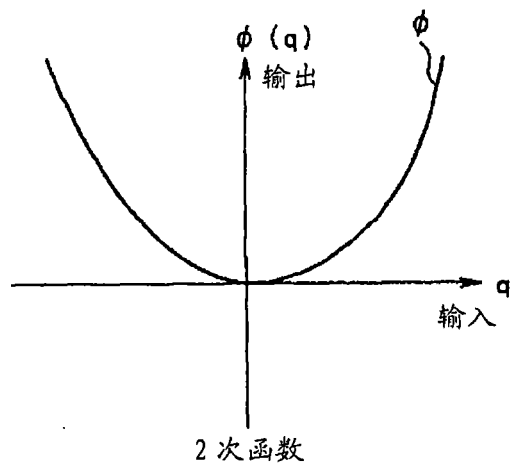


图 26

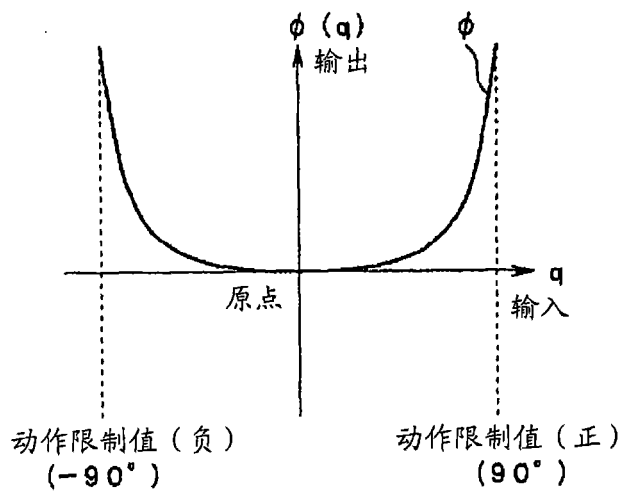


图 27

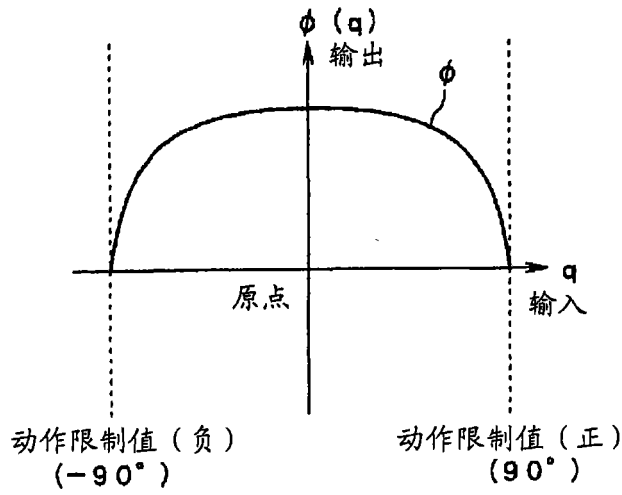


图 28

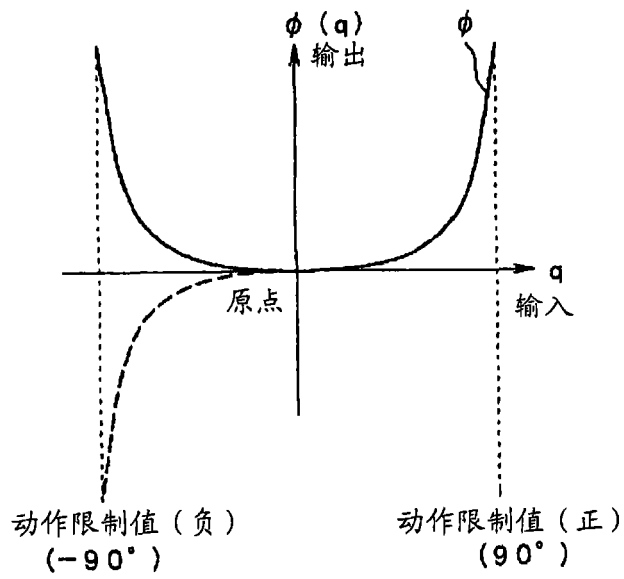


图 29

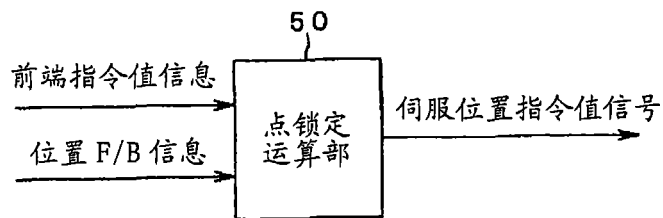


图 30

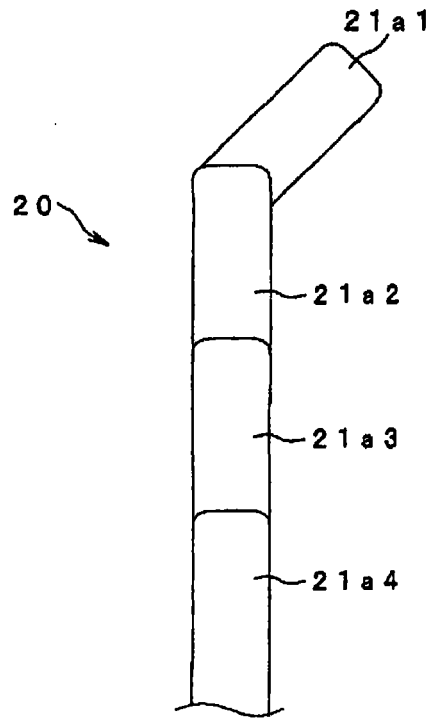


图 31

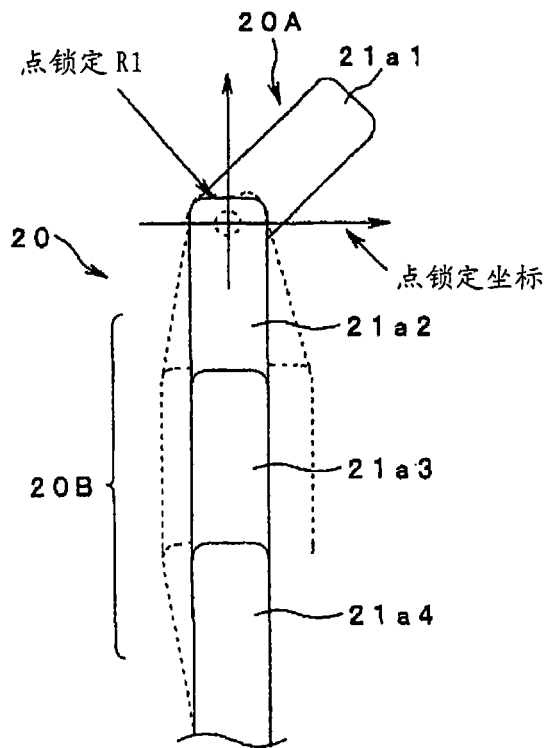


图 32

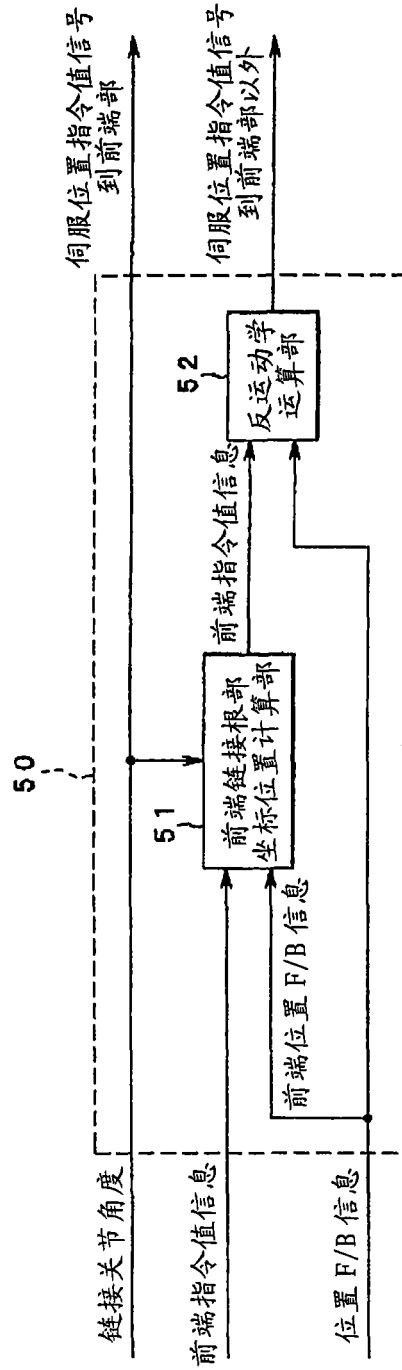


图 33

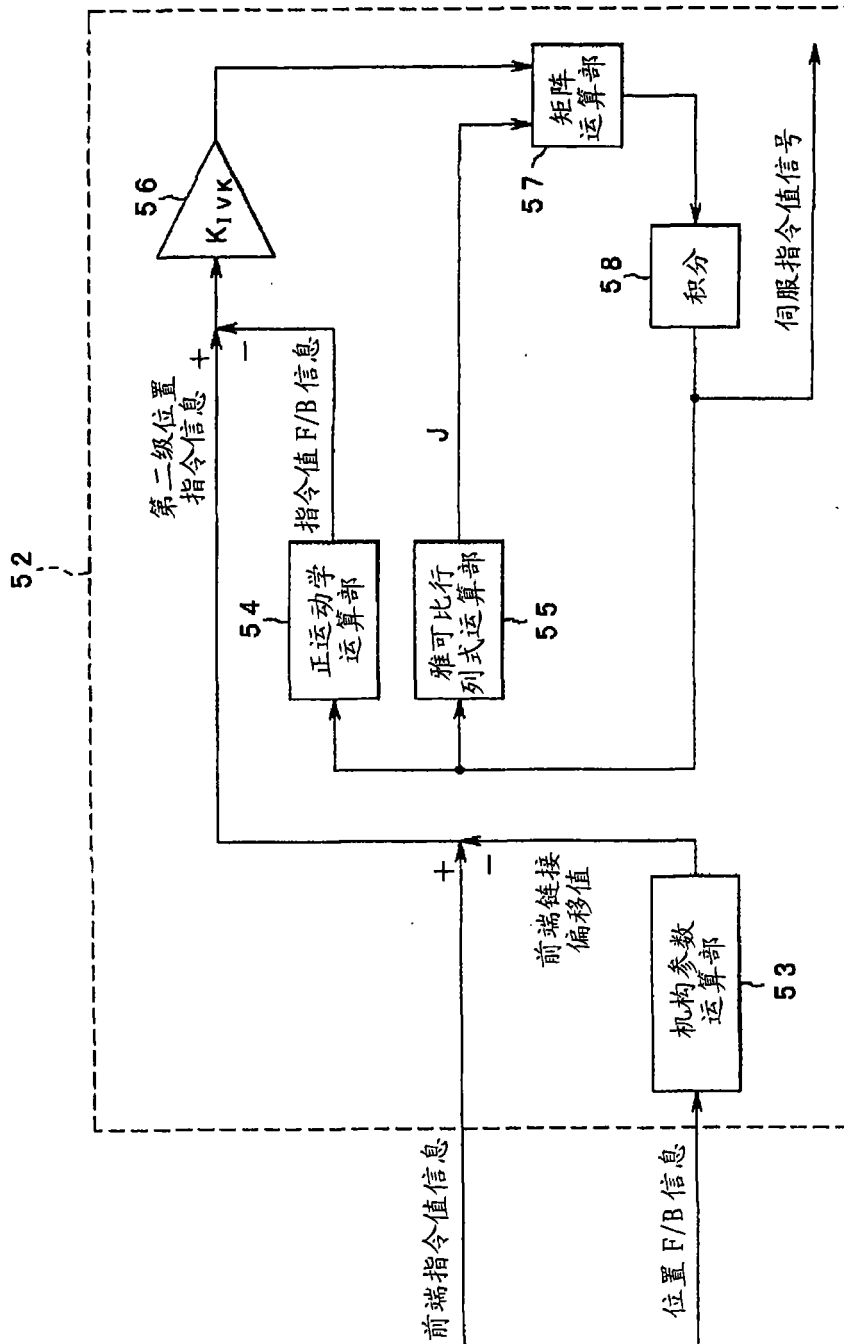


图 34

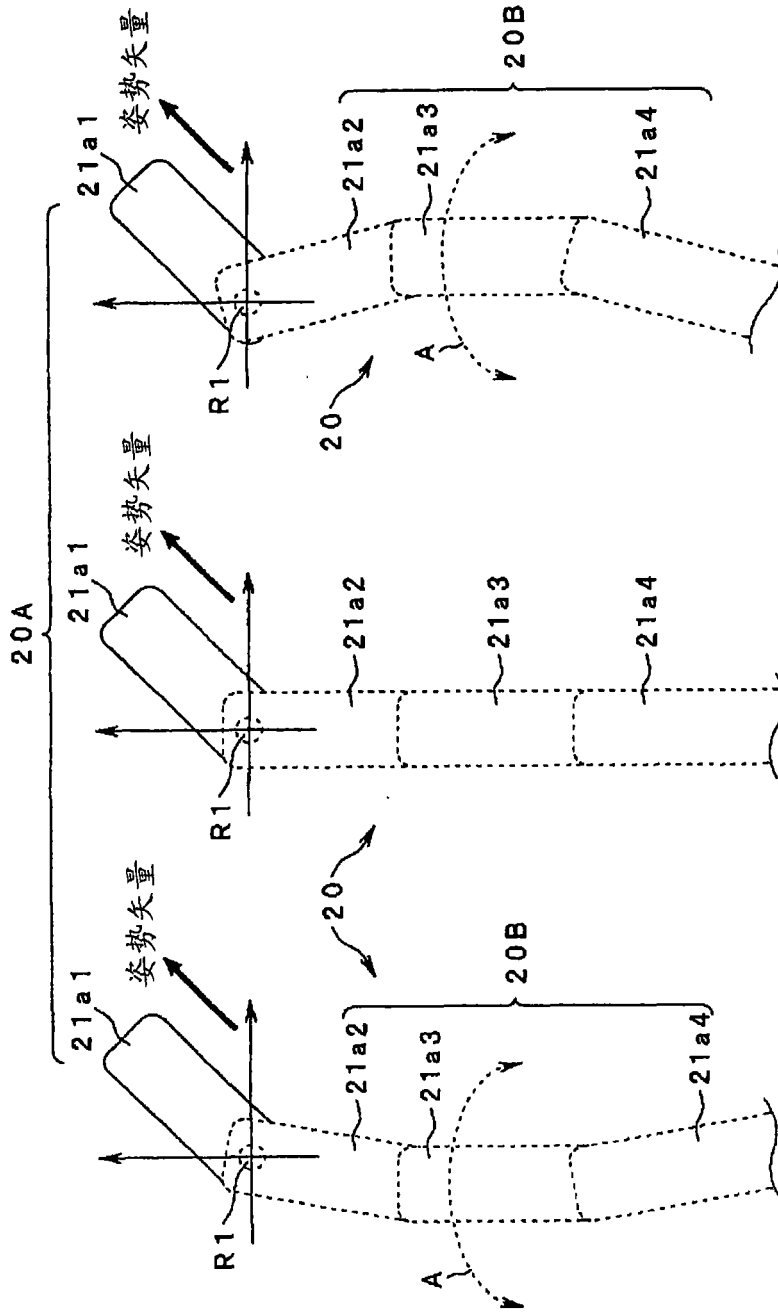


图 35

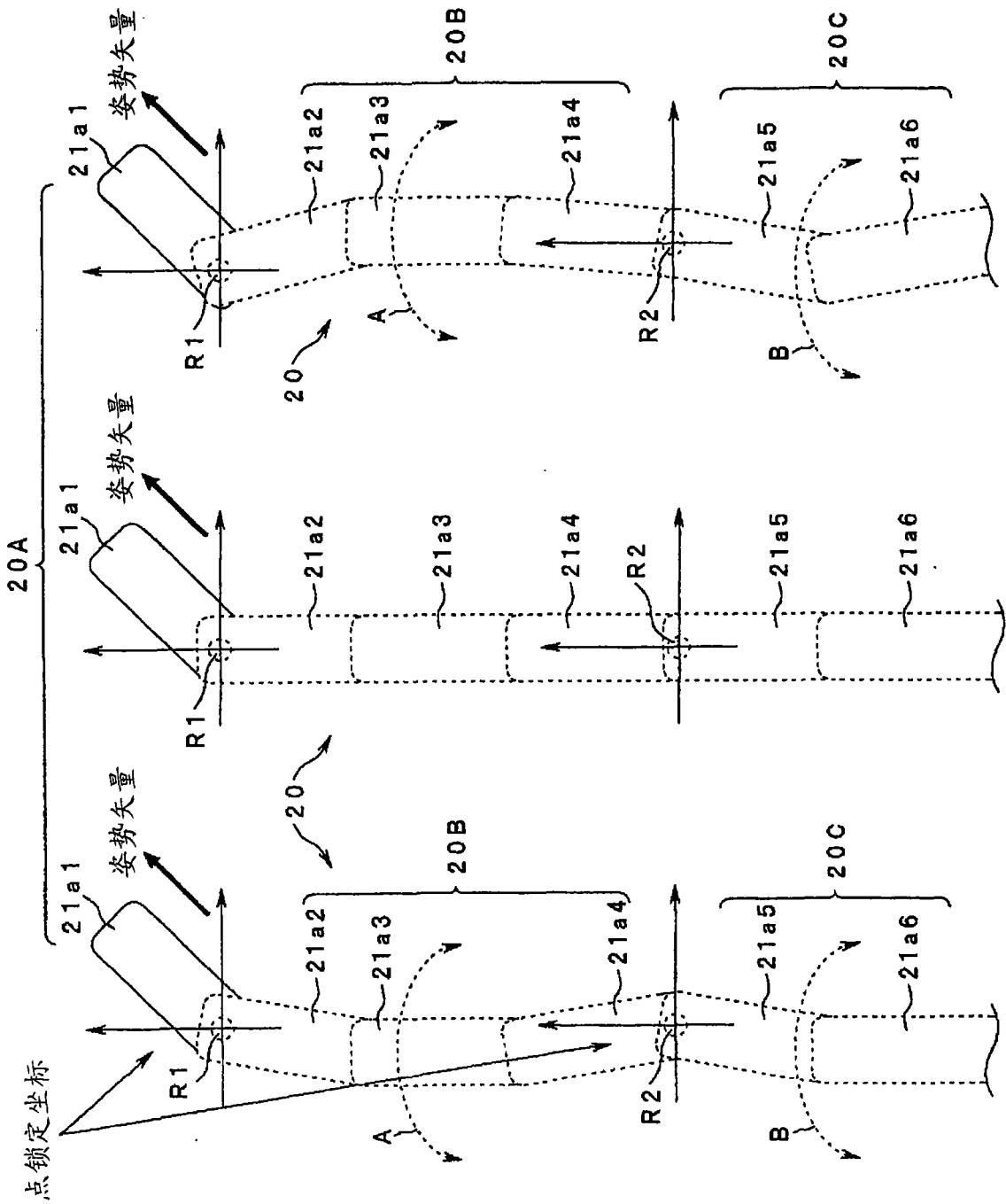


图 36

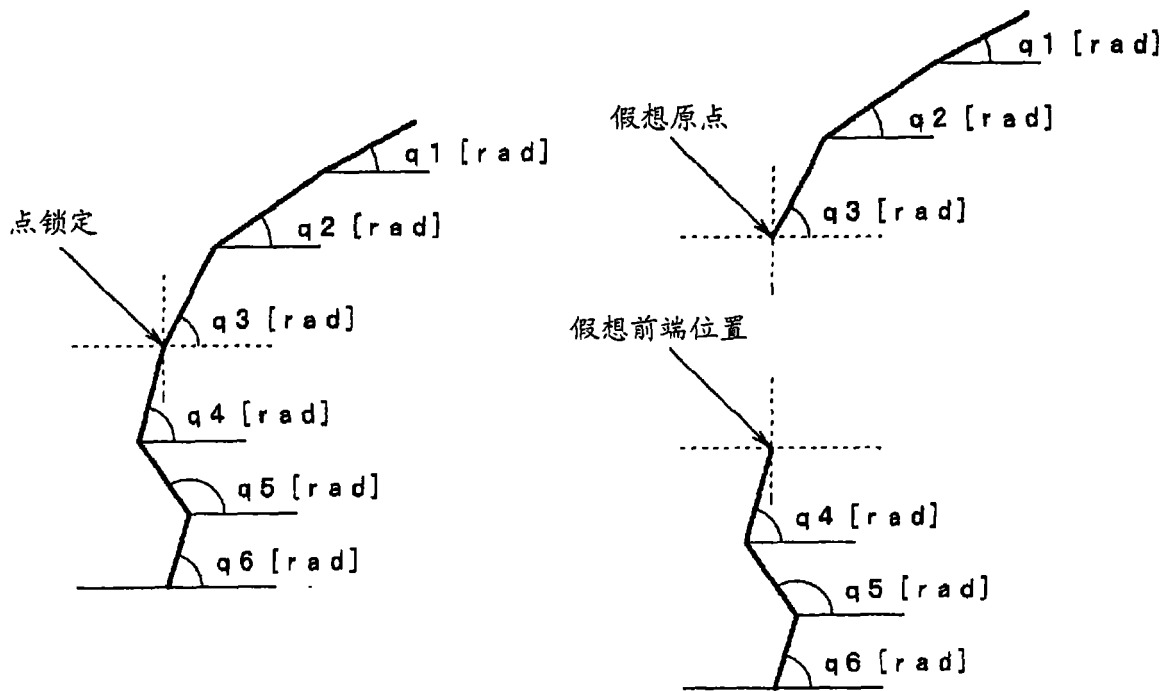


图 37

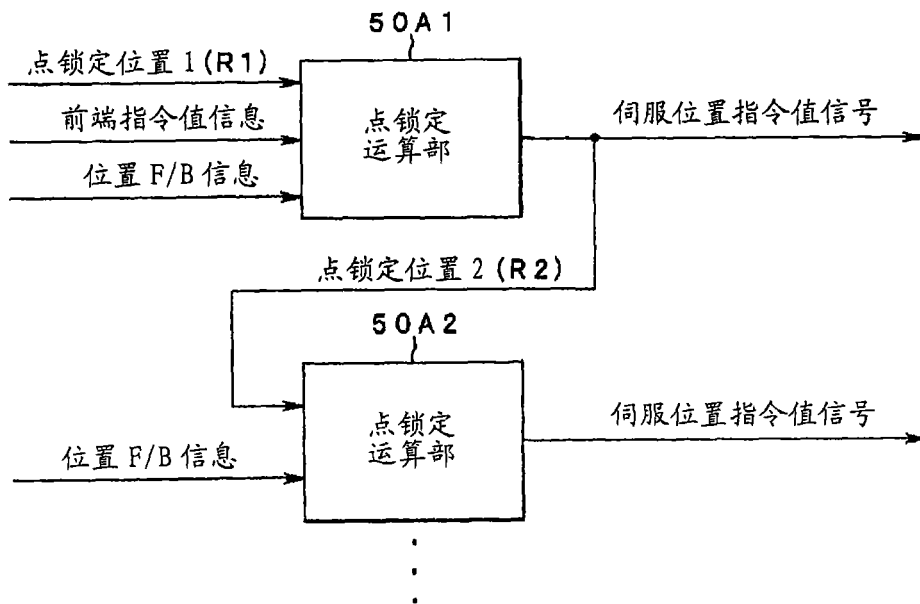


图 38

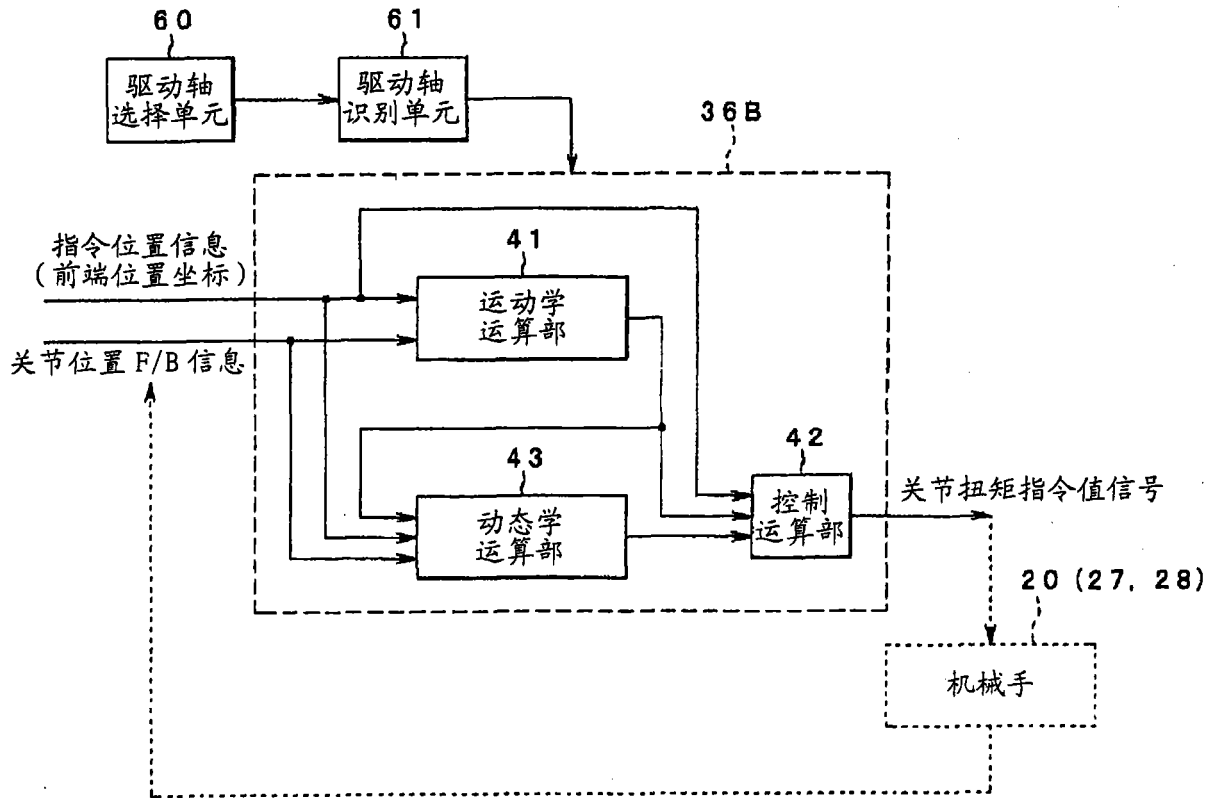


图 39

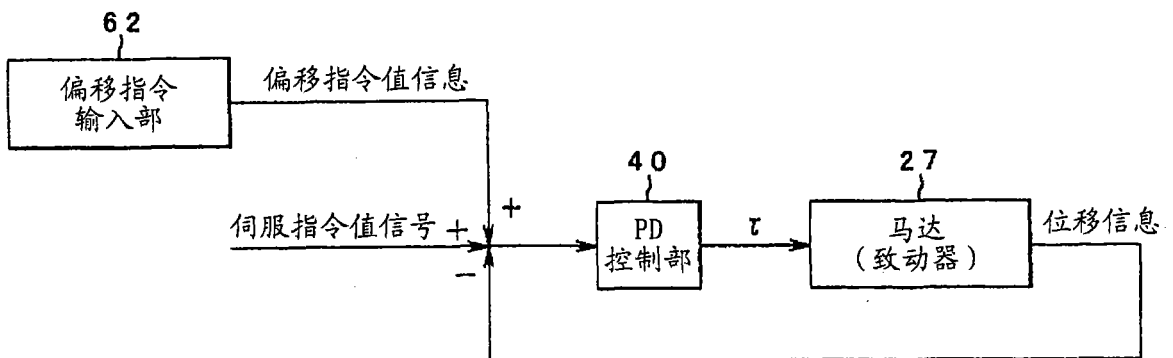


图 40

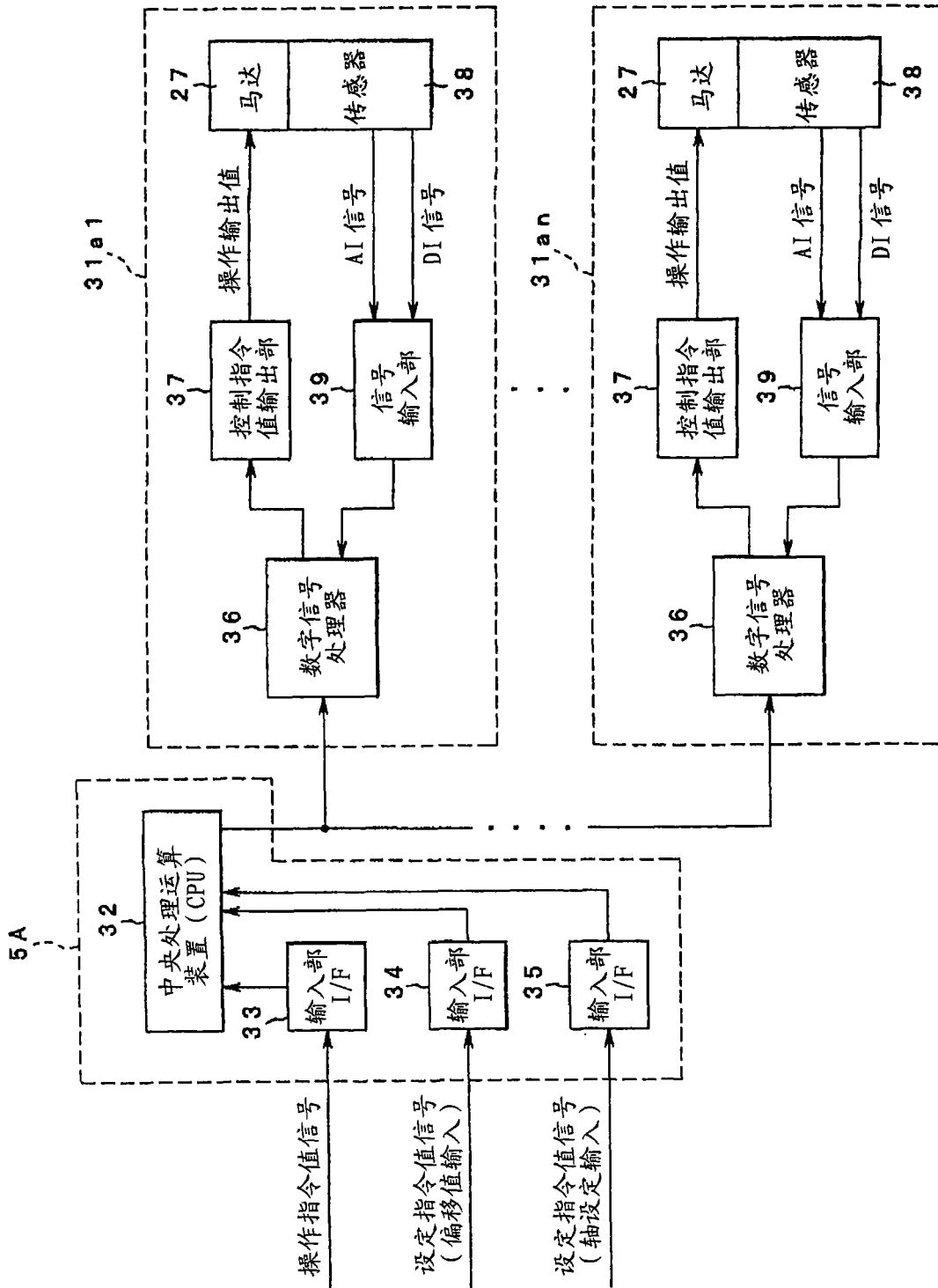


图 41

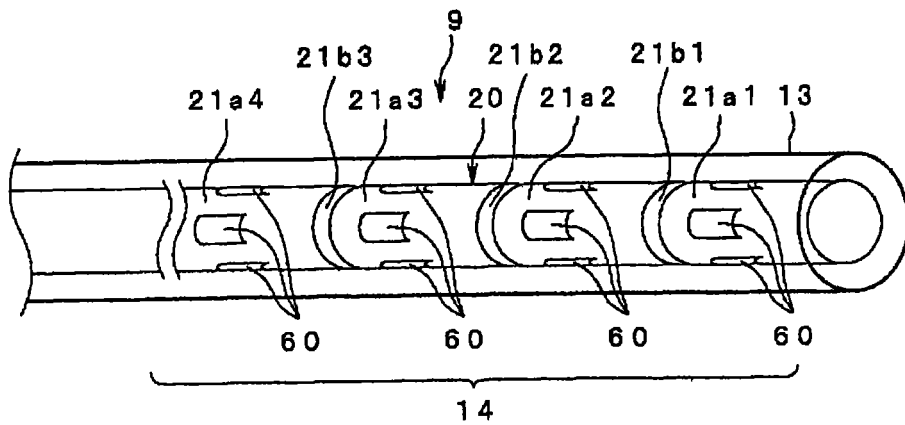


图 42

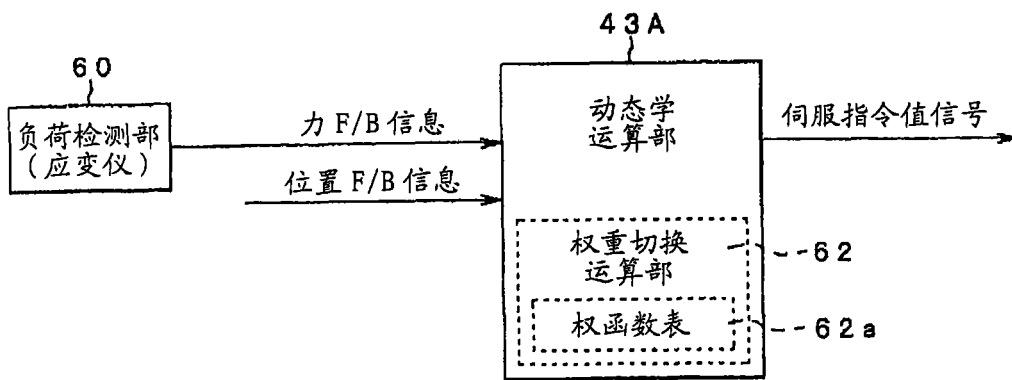


图 43

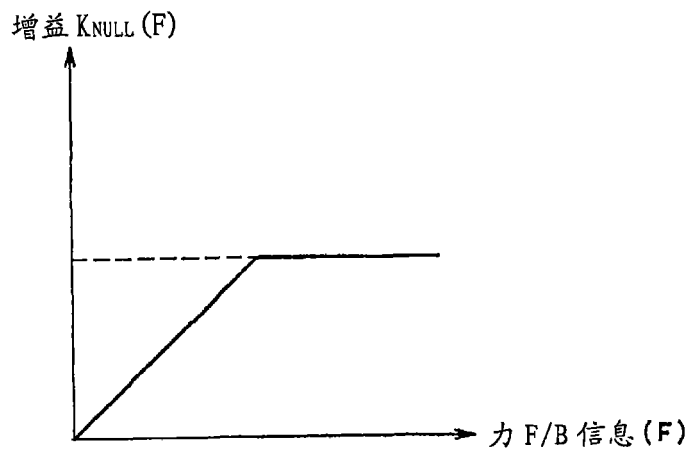


图 44

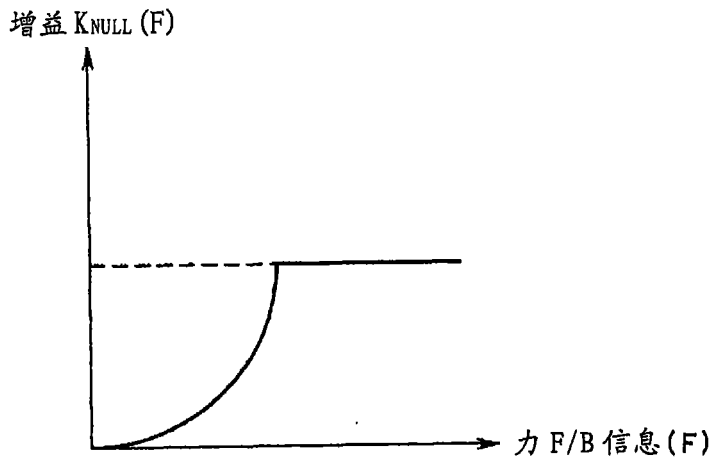


图 45

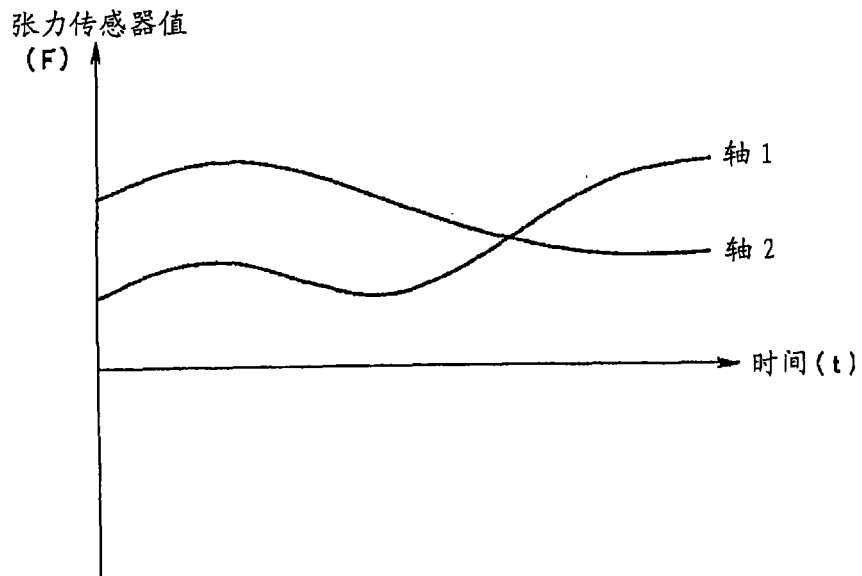


图 46

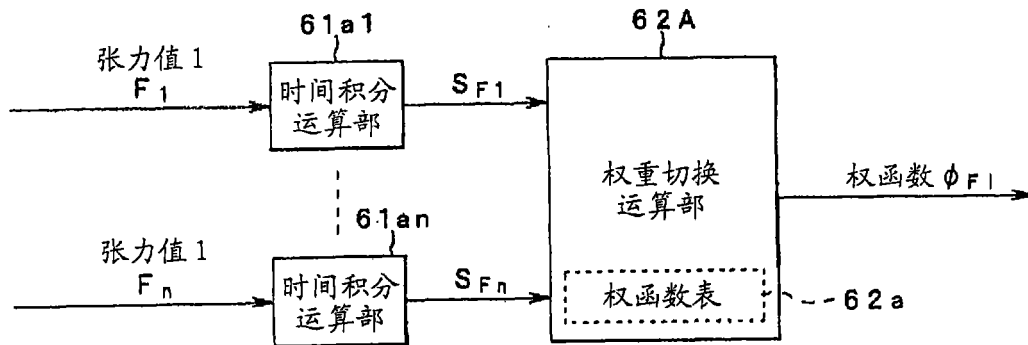


图 47

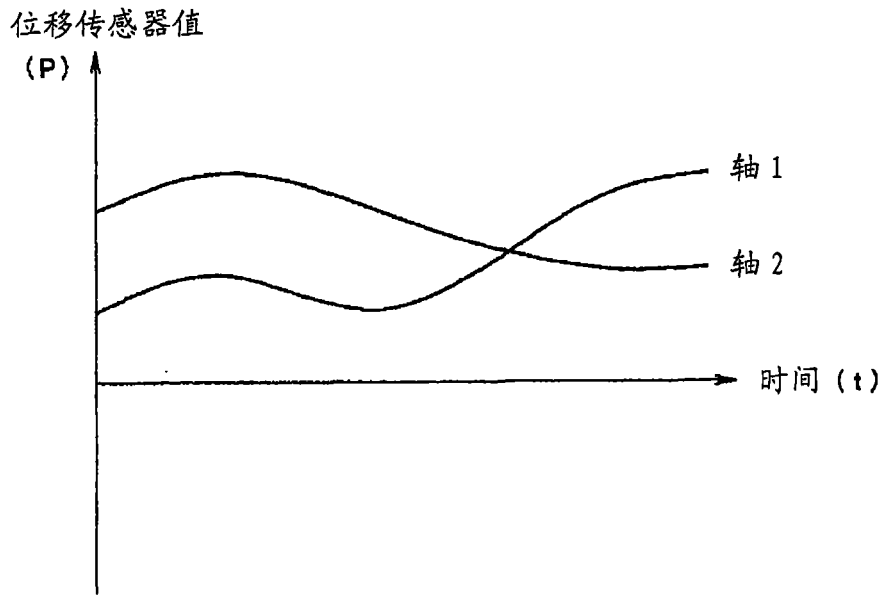


图 48

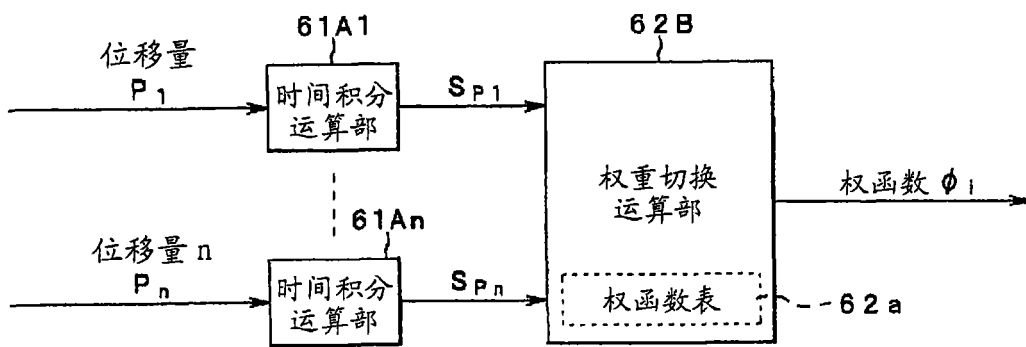


图 49

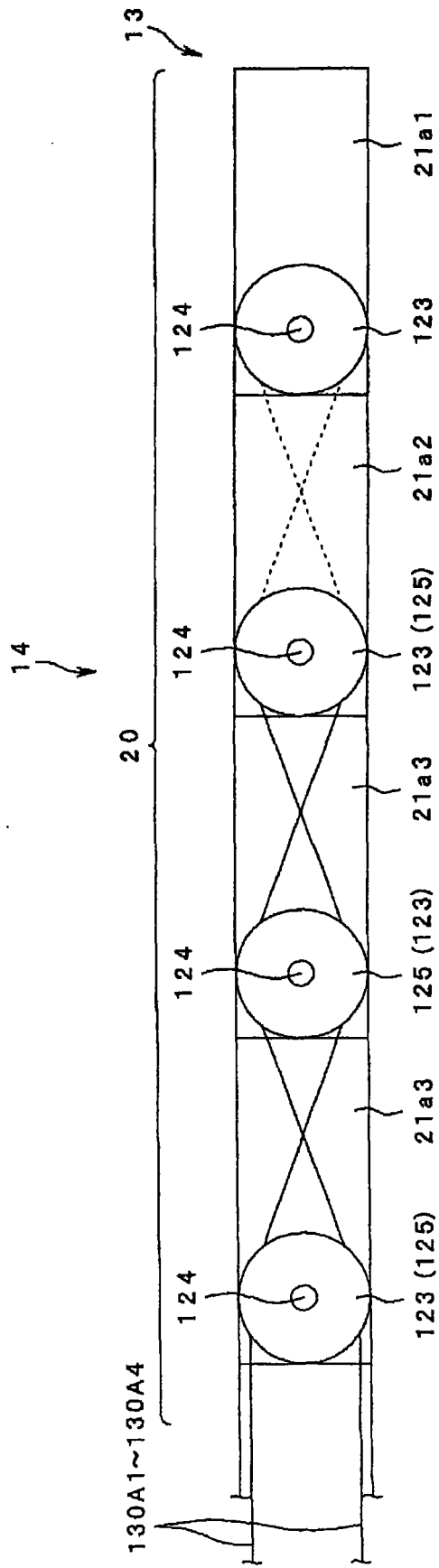


图 51

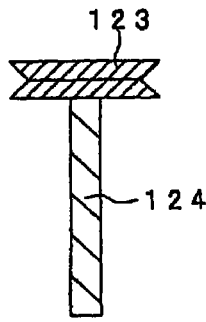


图 52

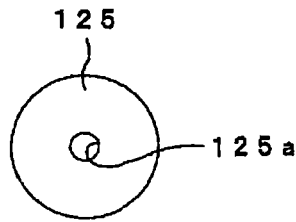


图 53

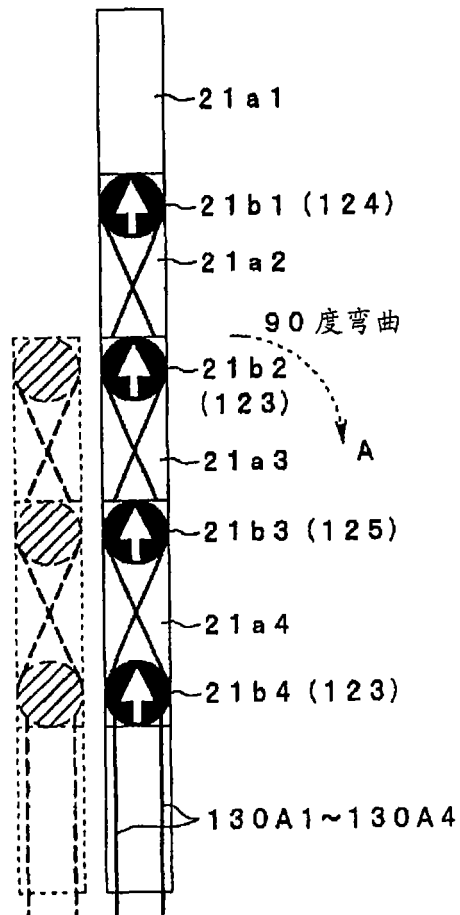


图 54

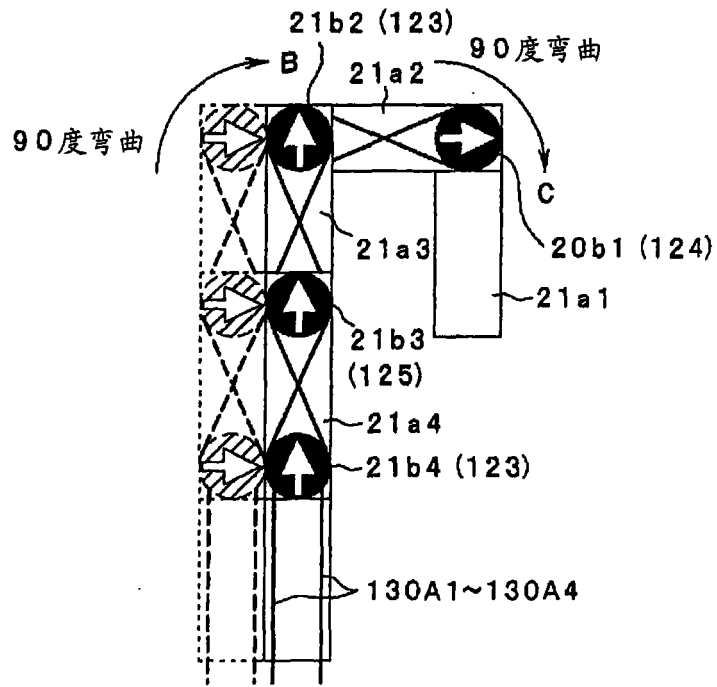


图 55

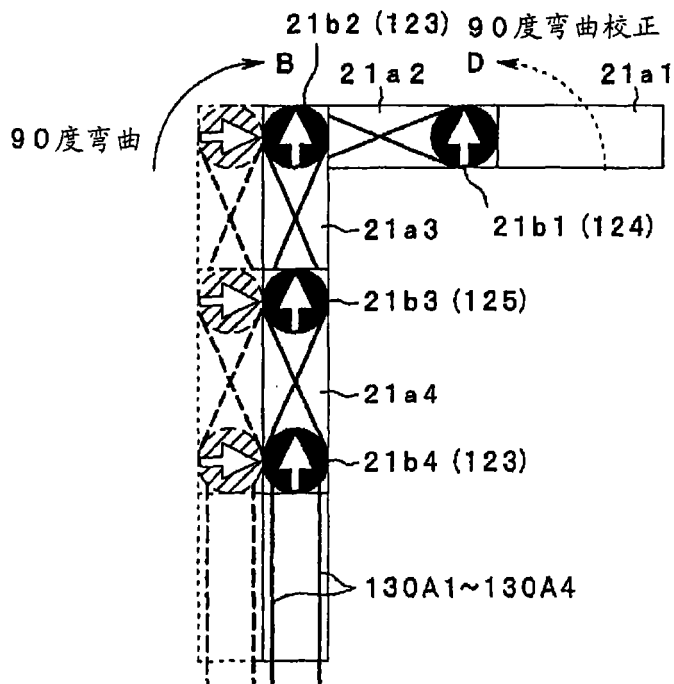


图 56

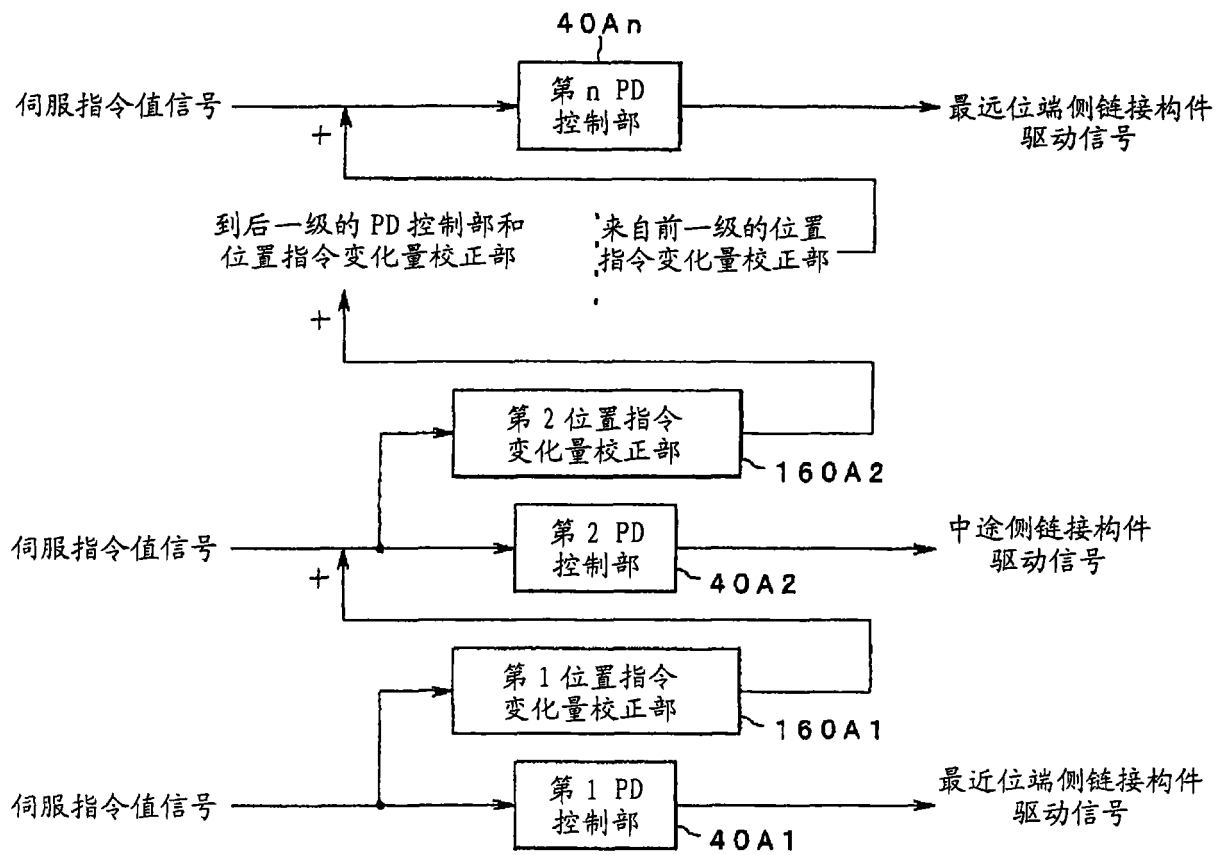


图 57

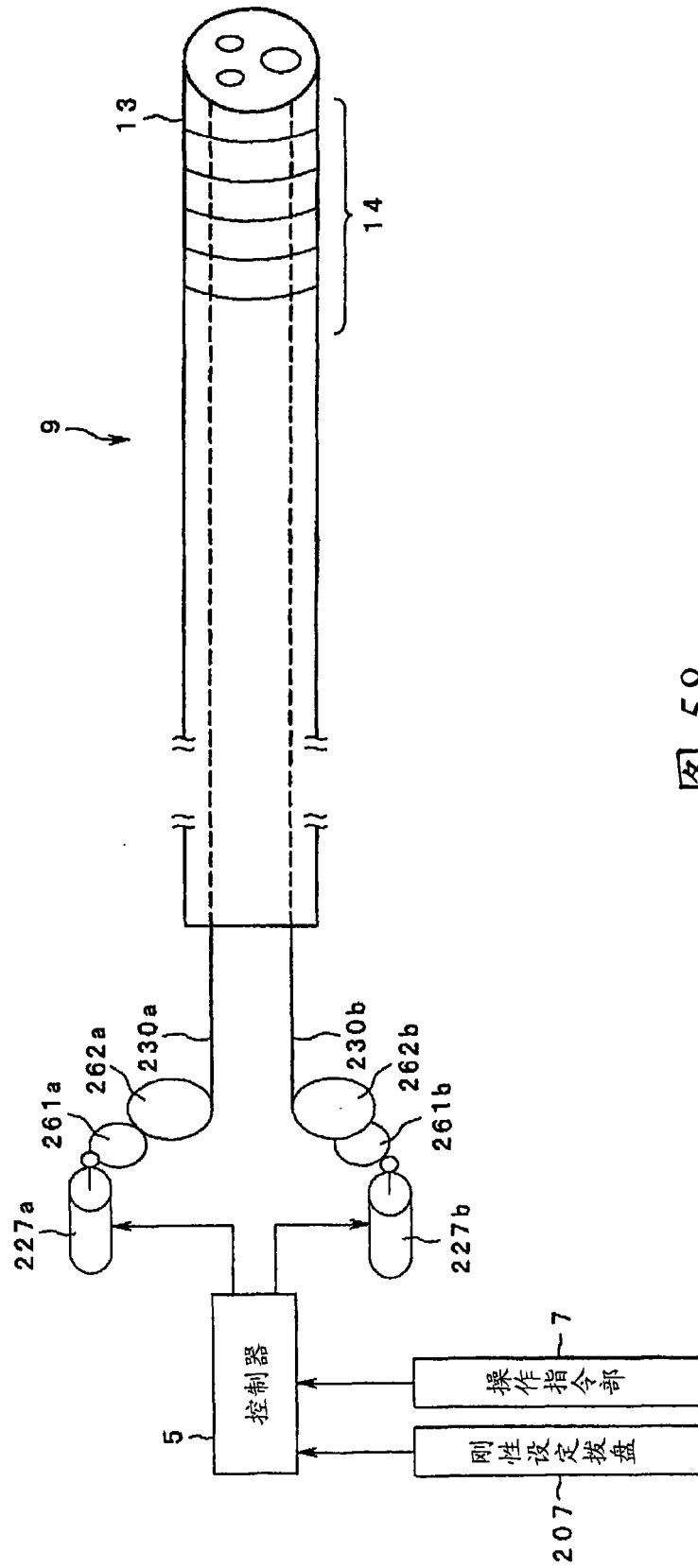


图 58

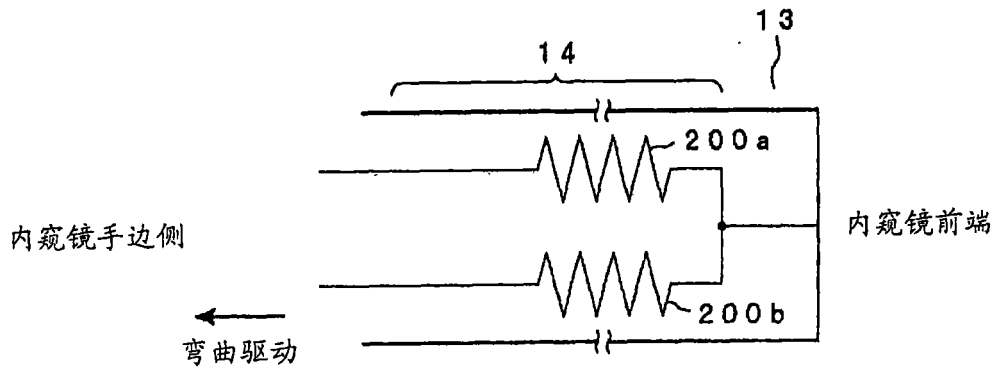


图 59

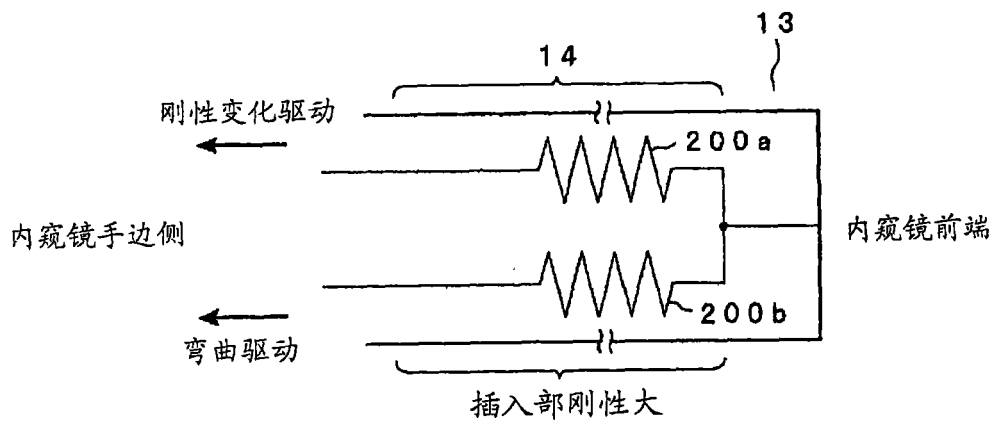


图 60

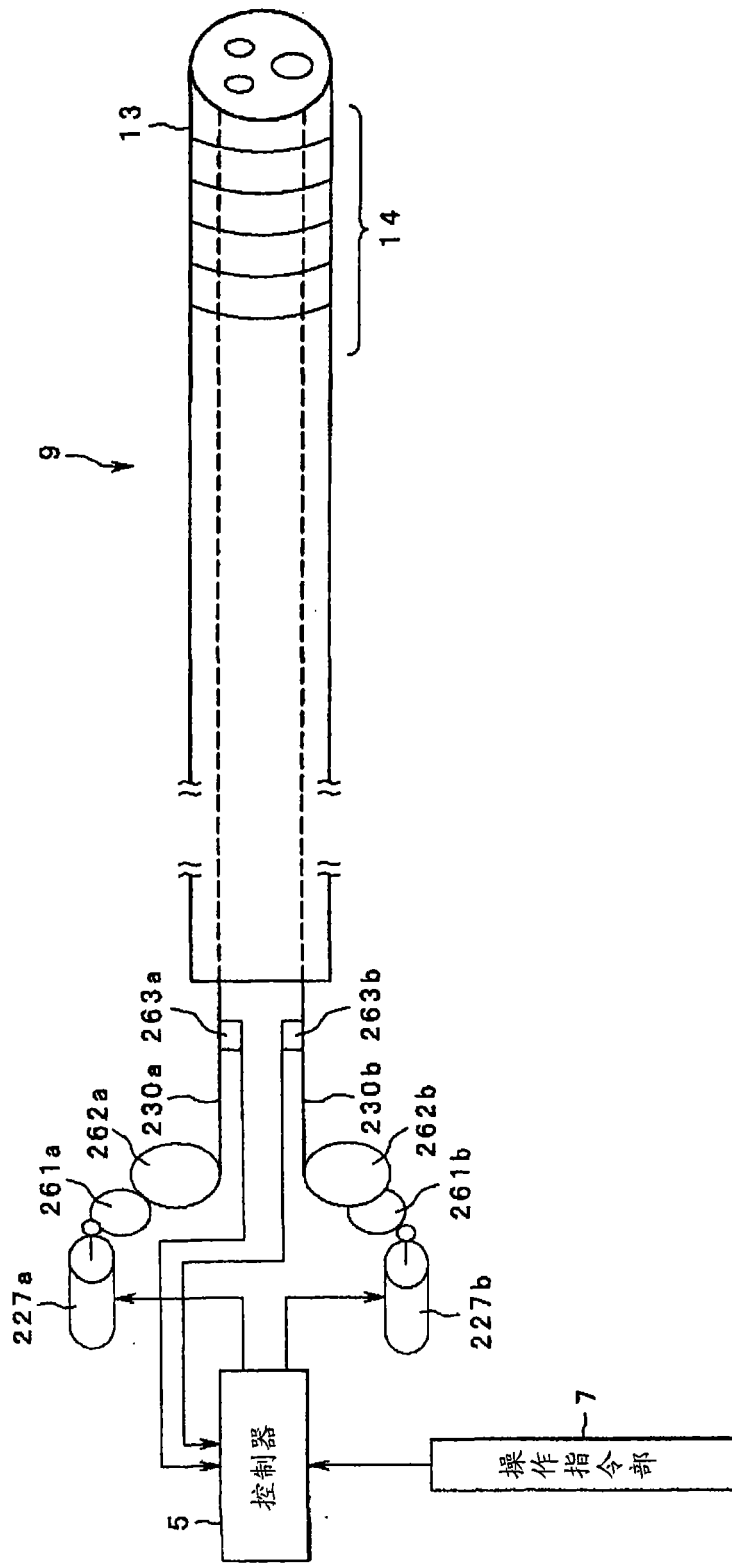


图 61

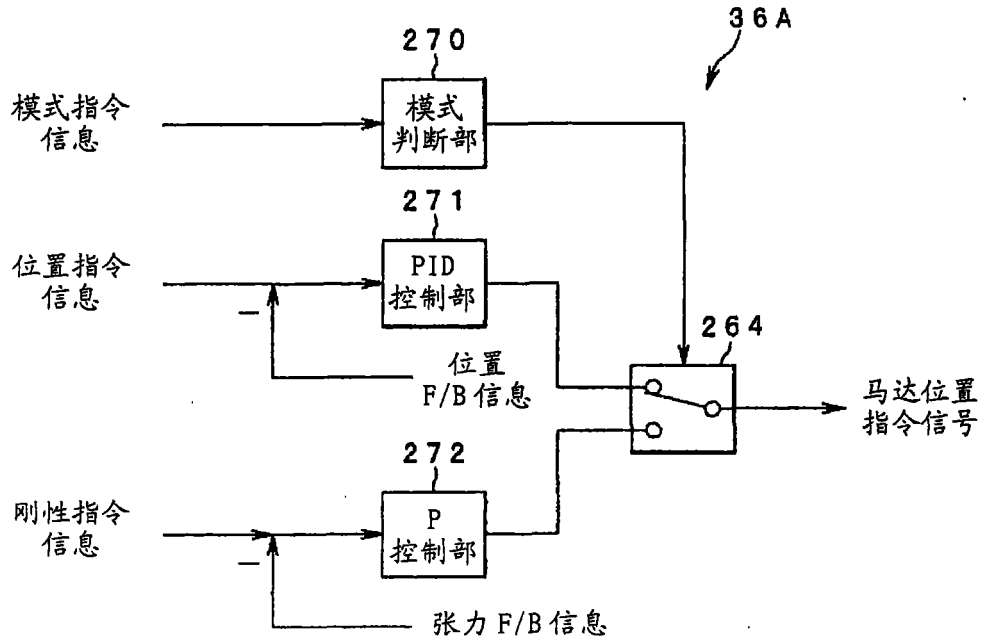


图 62

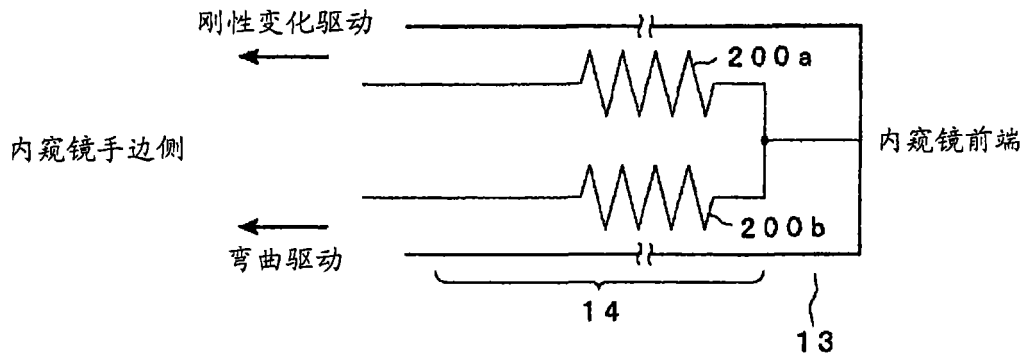


图 63

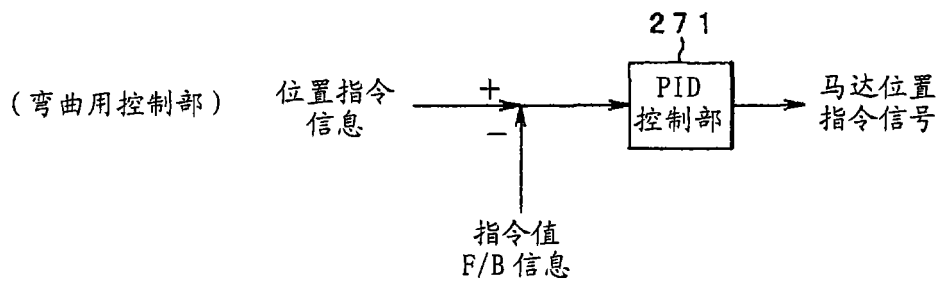


图 64

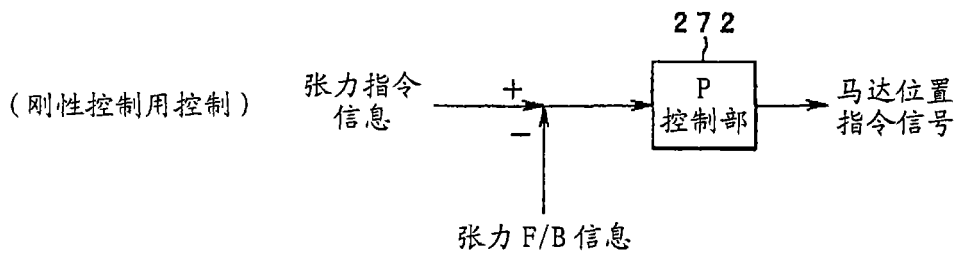


图 65

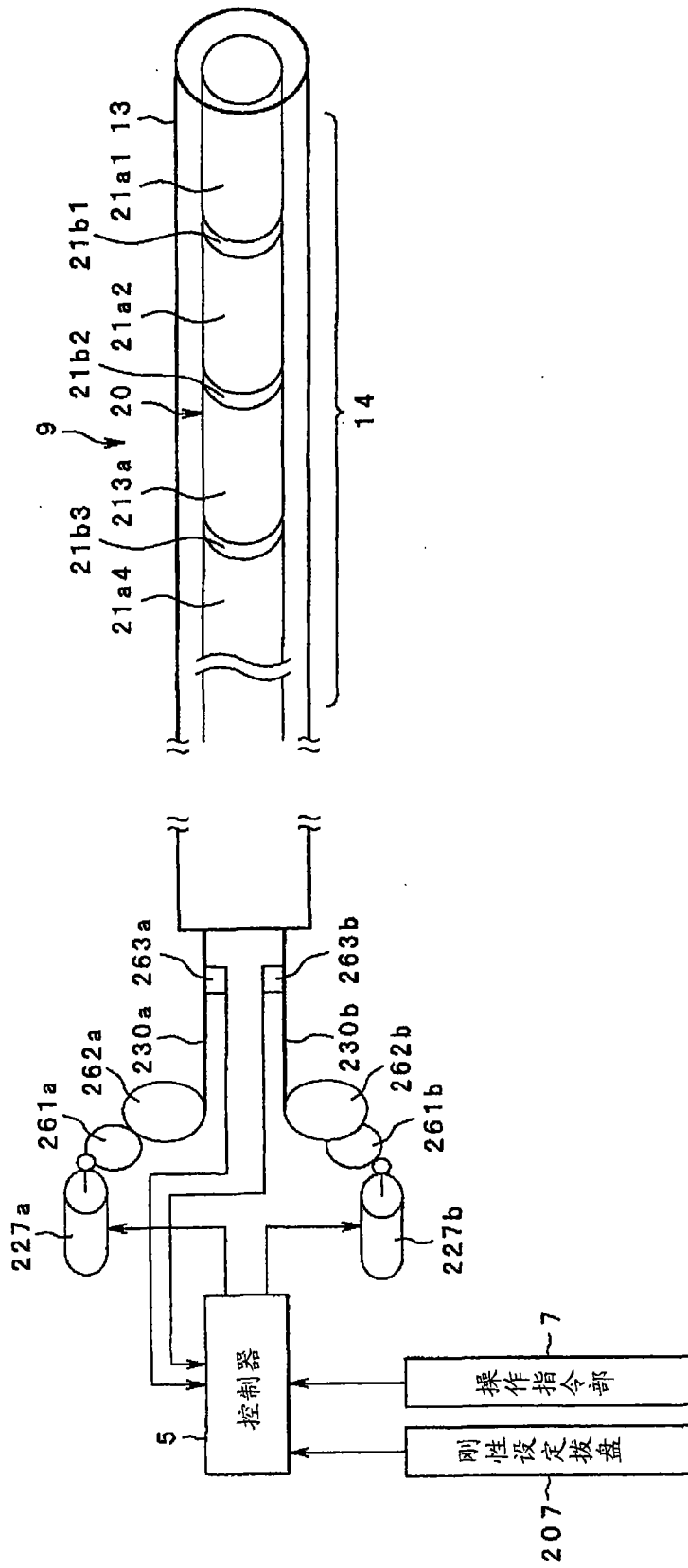


图 66

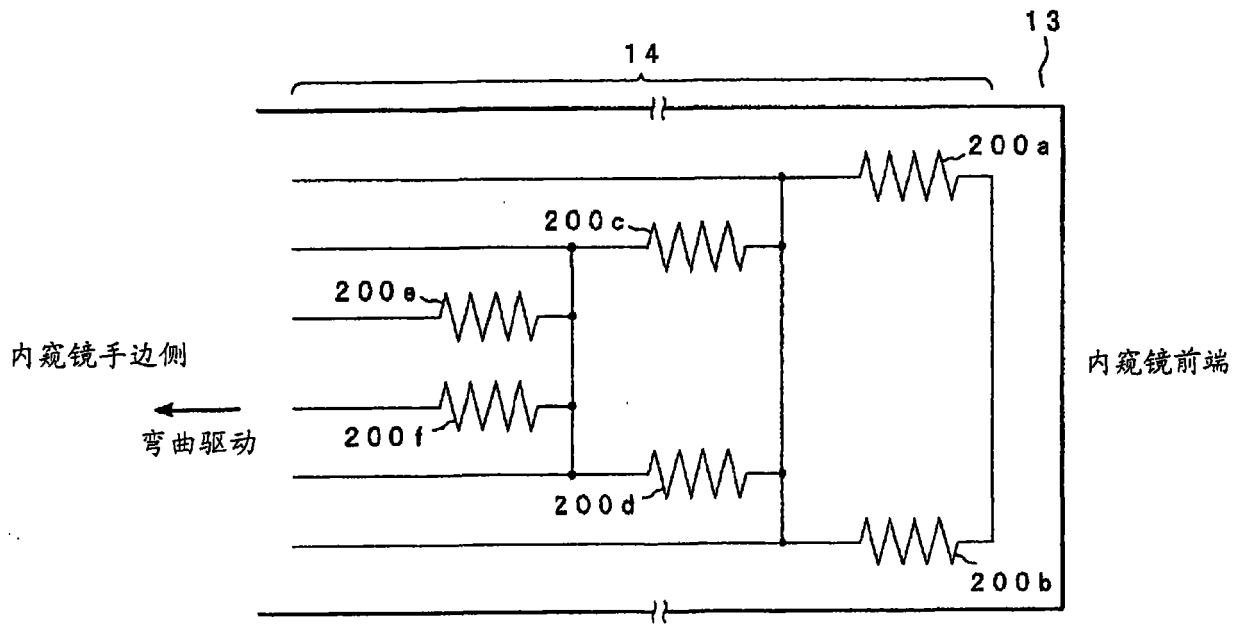


图 67

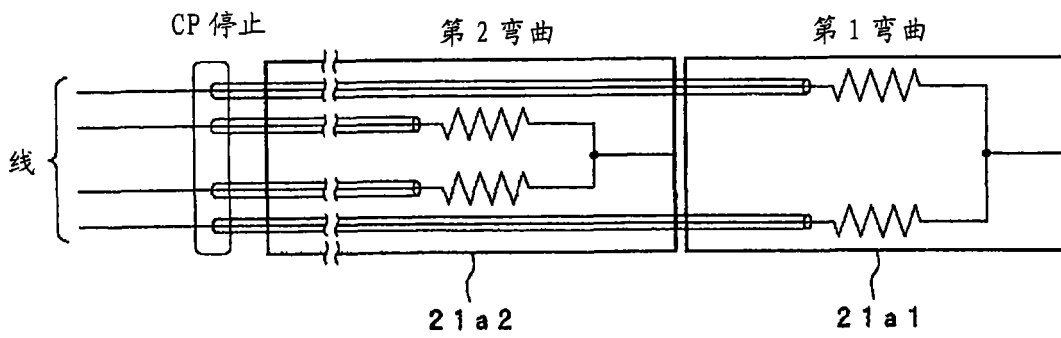


图 68A

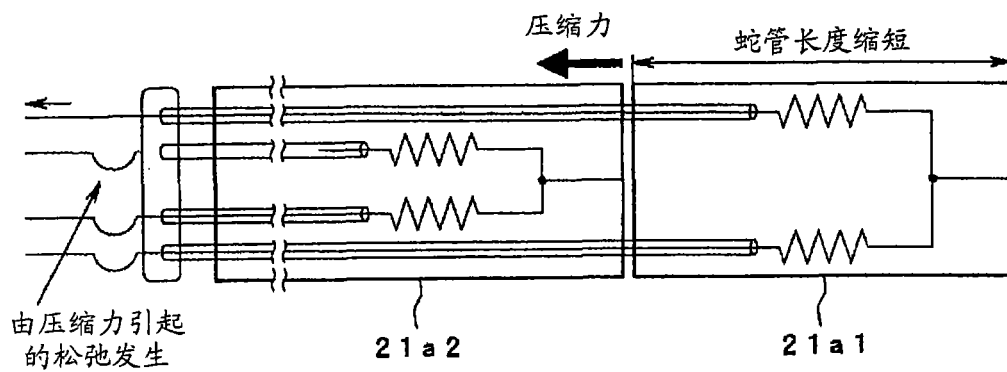


图 68B

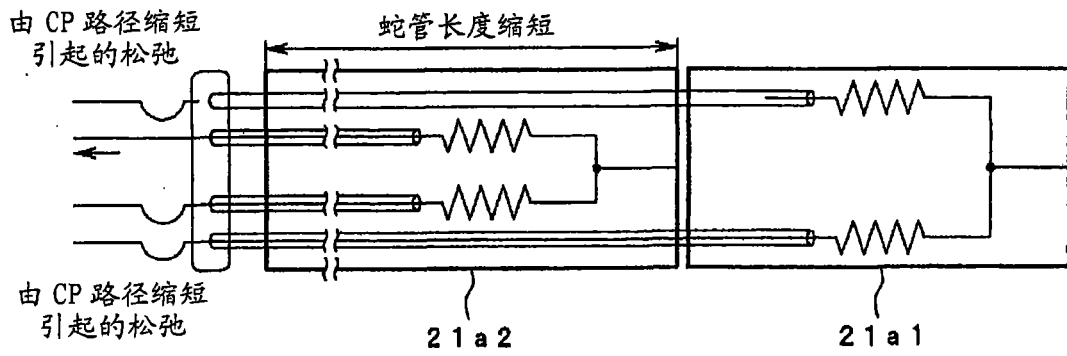


图 68C

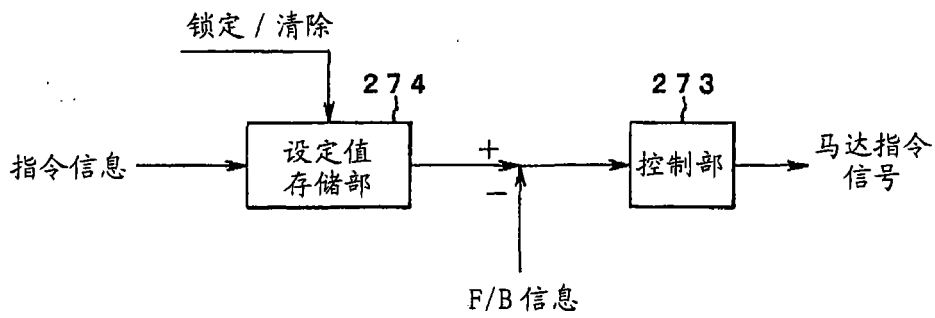


图 69

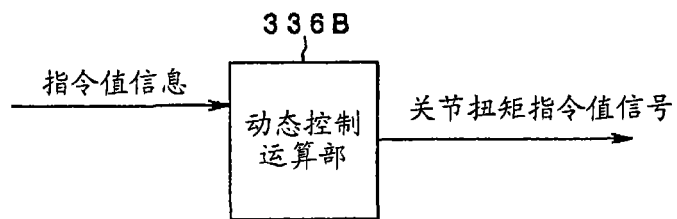


图 70

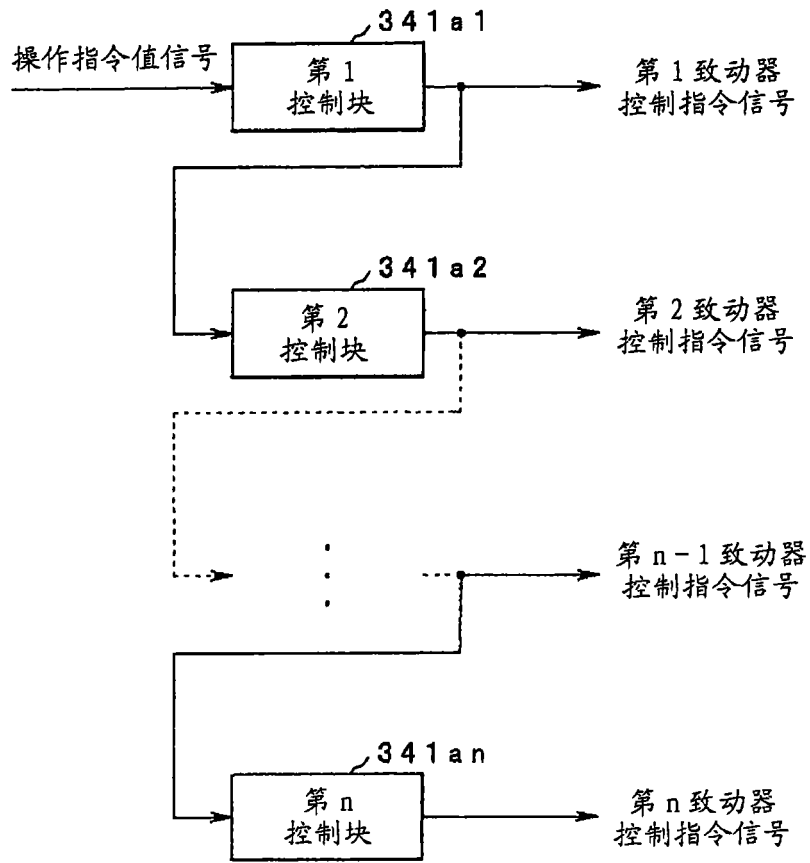


图 71

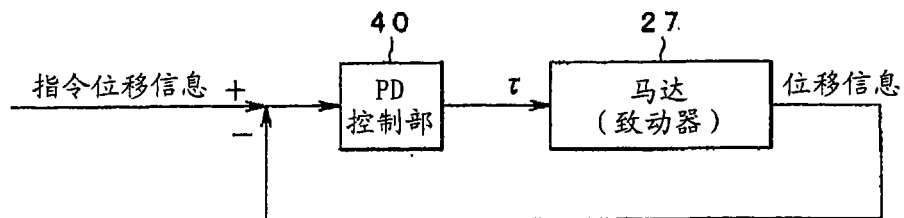


图 72

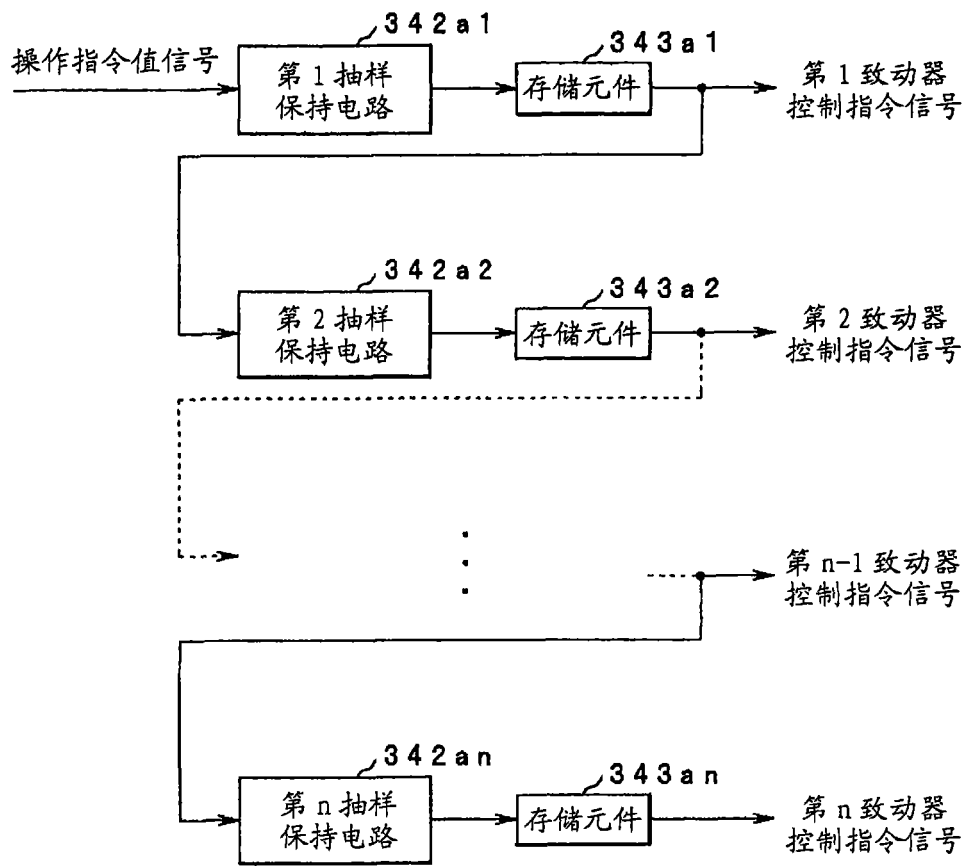


图 73

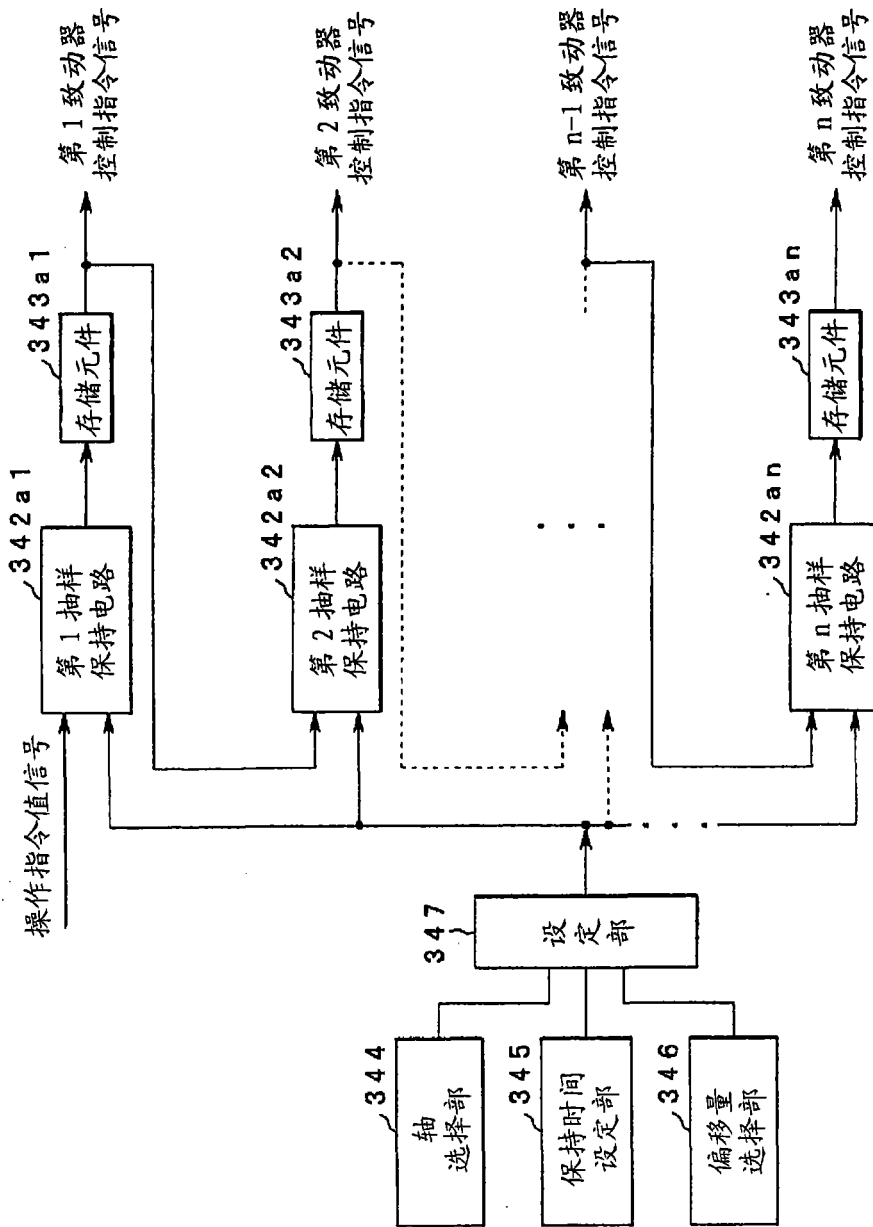


图 74

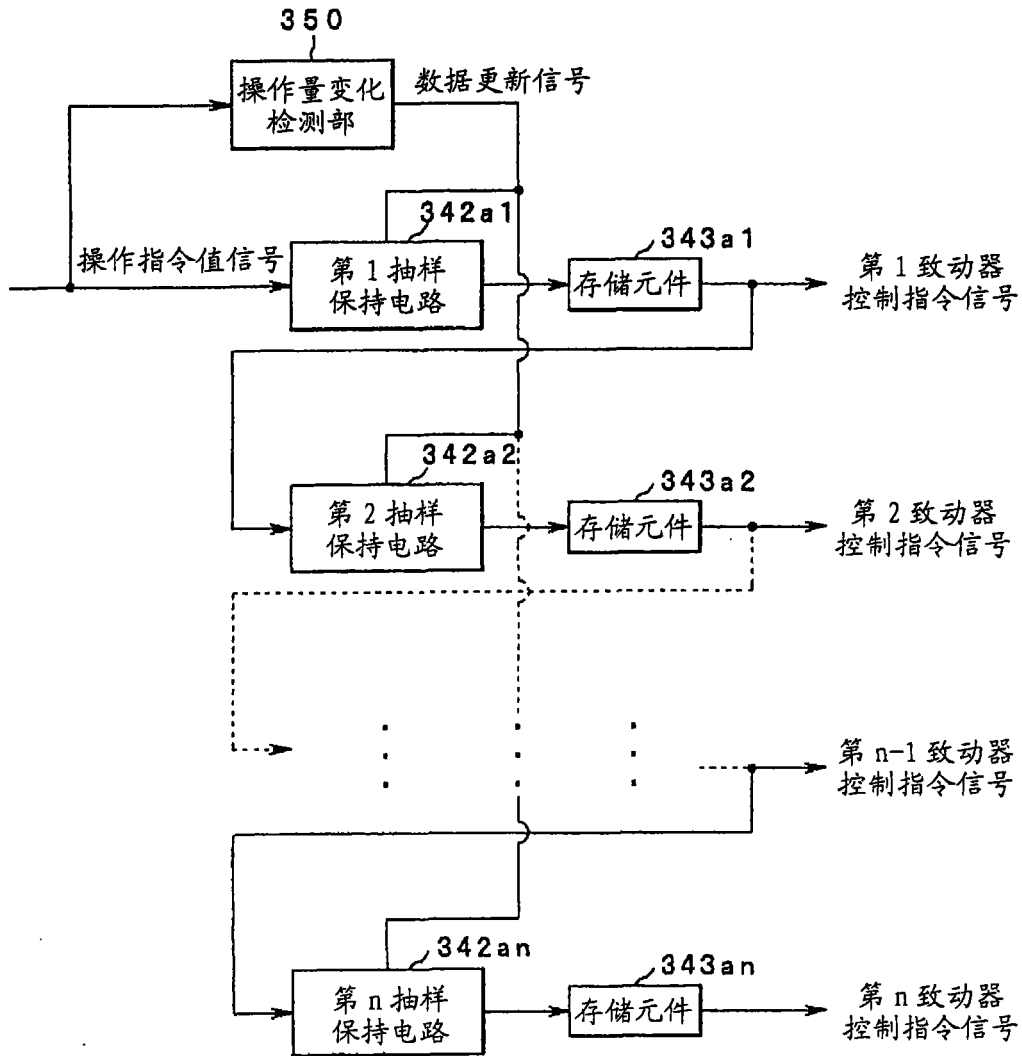


图 75

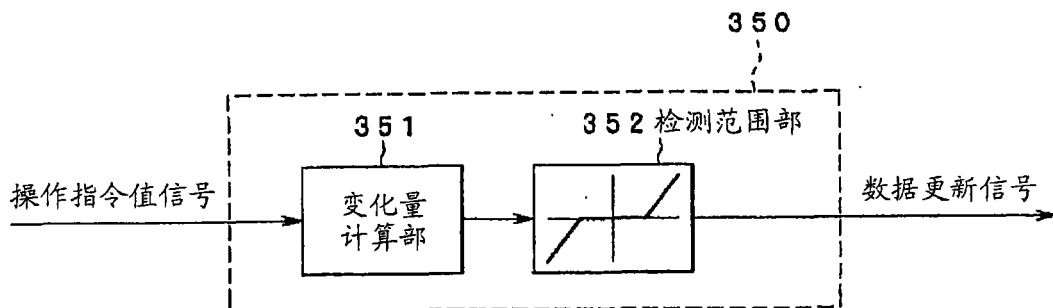


图 76

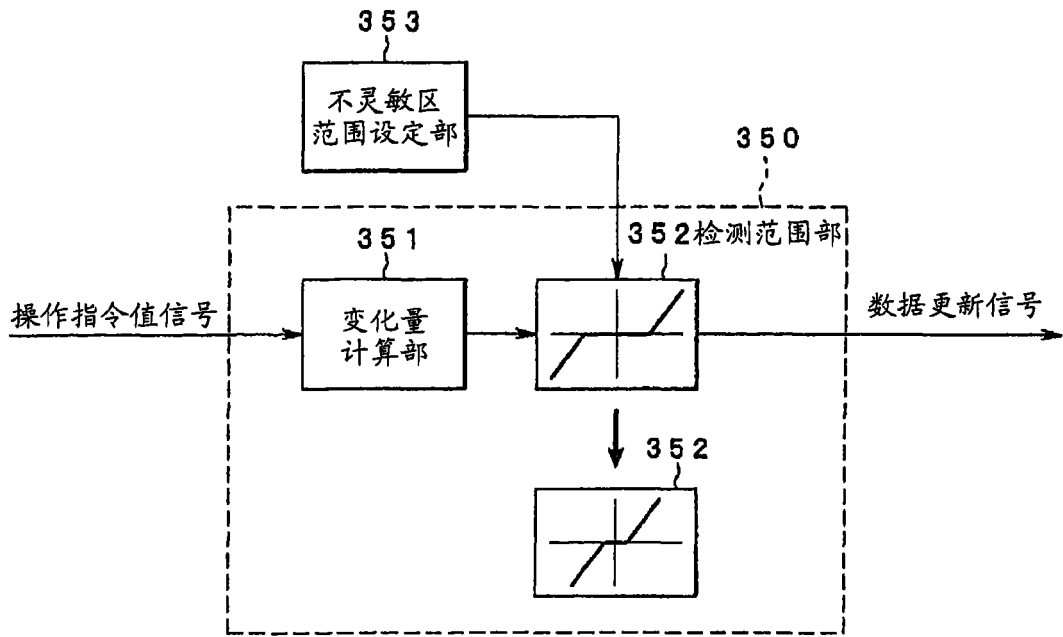


图 77

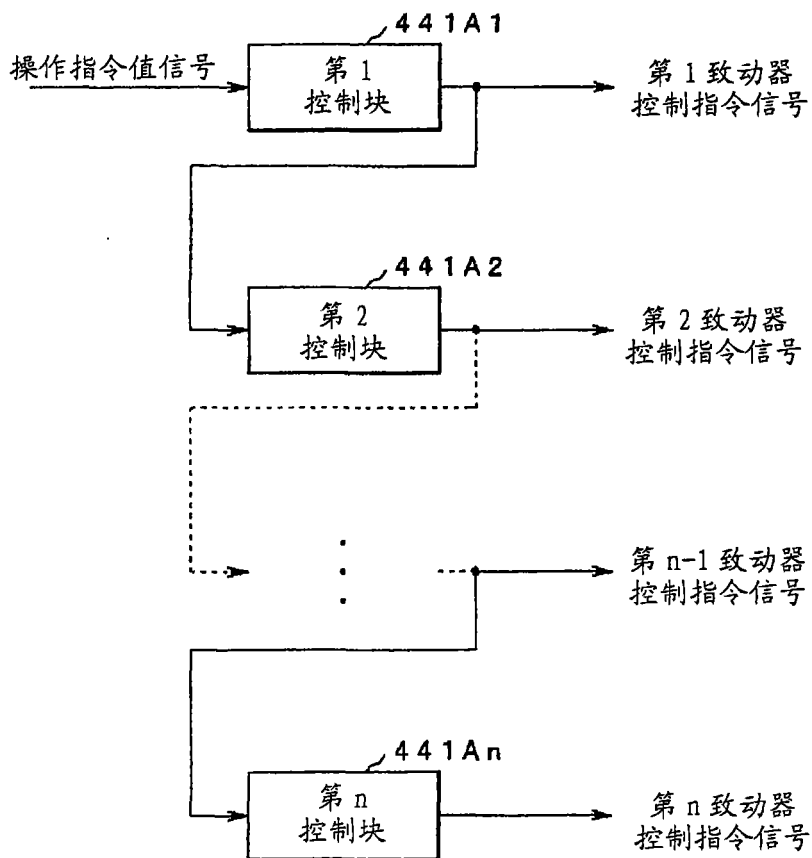


图 78

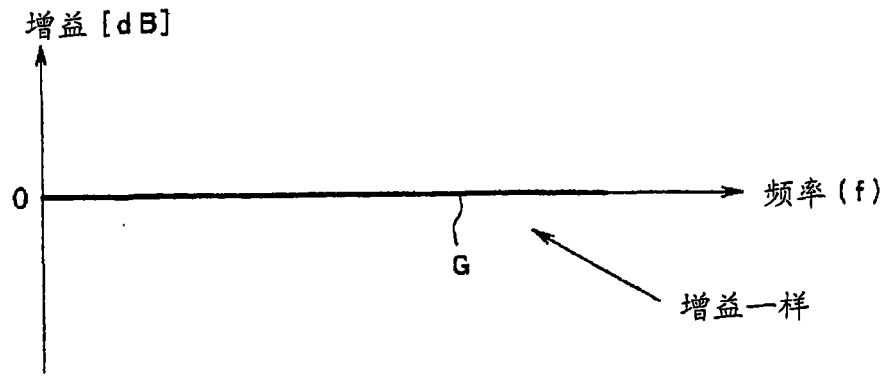


图 79

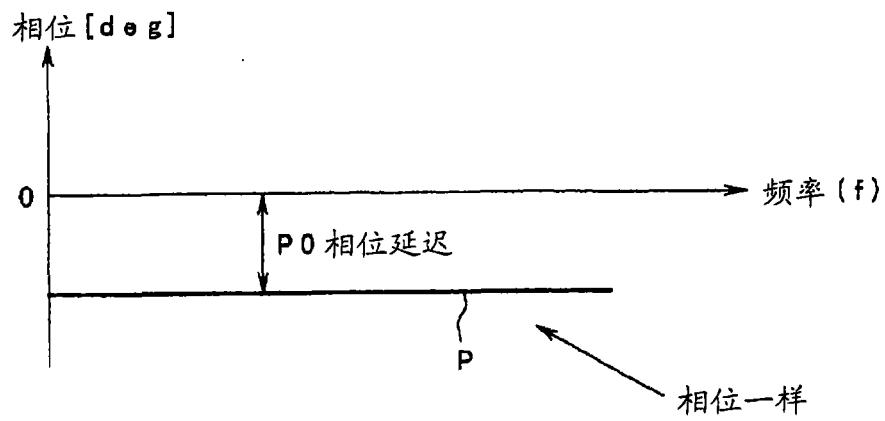


图 80

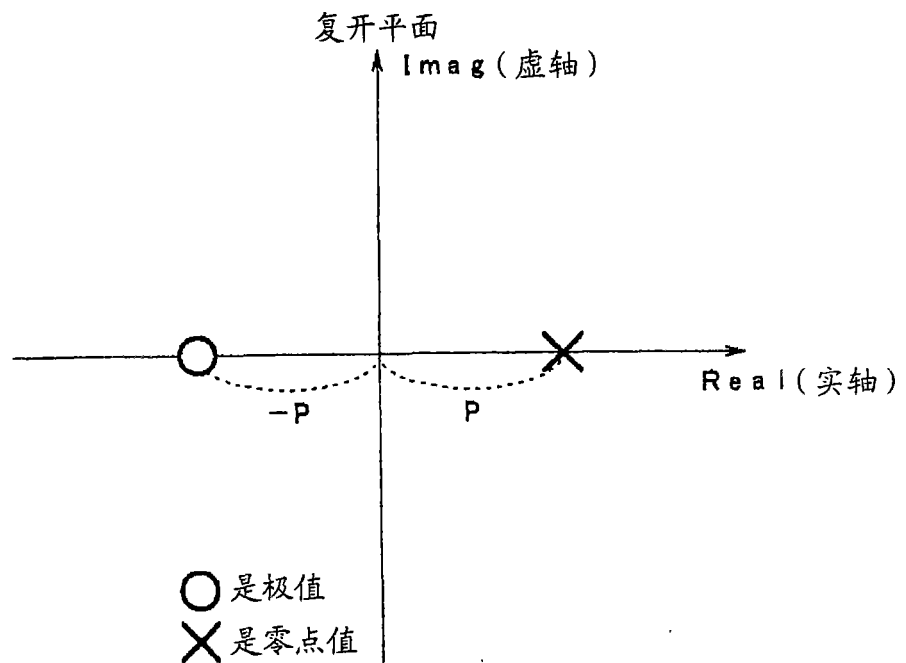


图 81

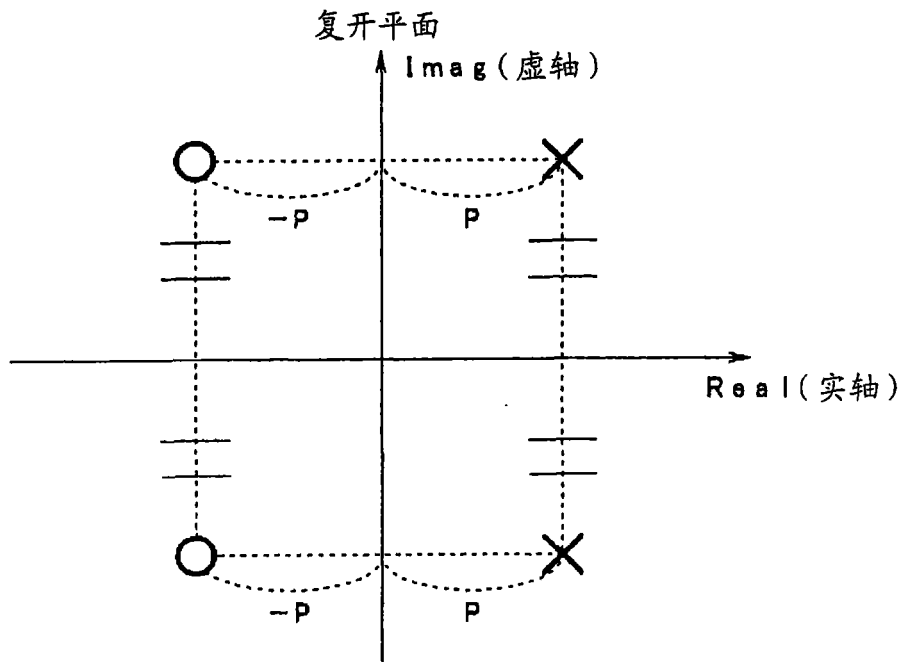


图 82

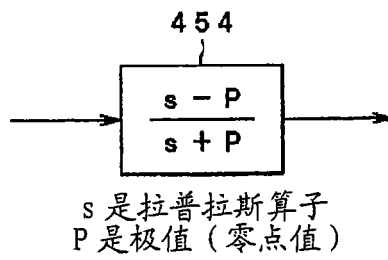


图 83

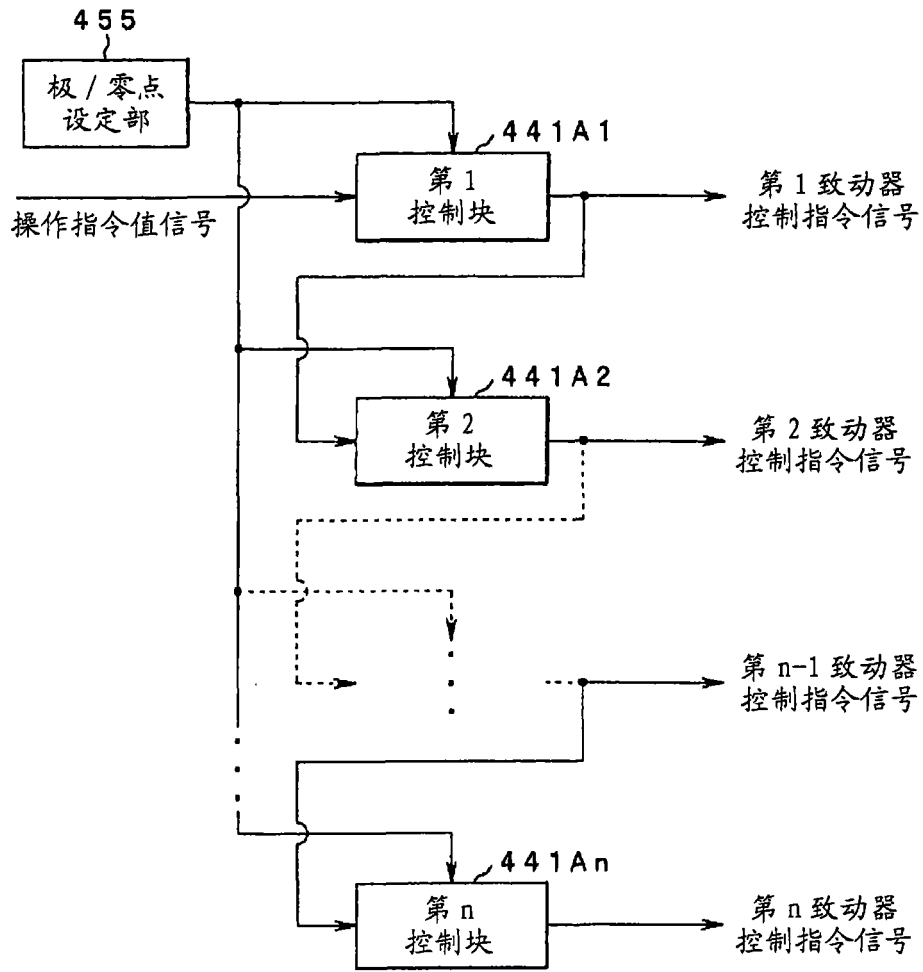


图 84

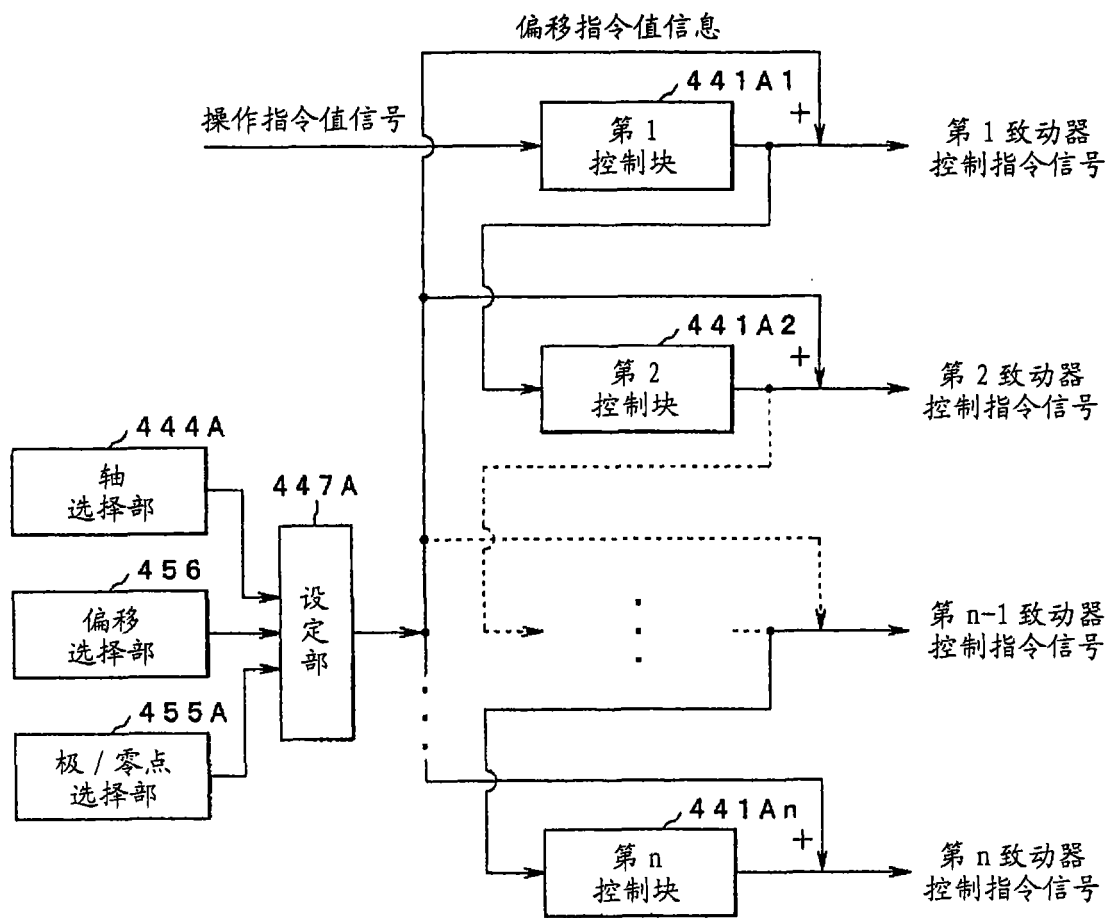


图 85

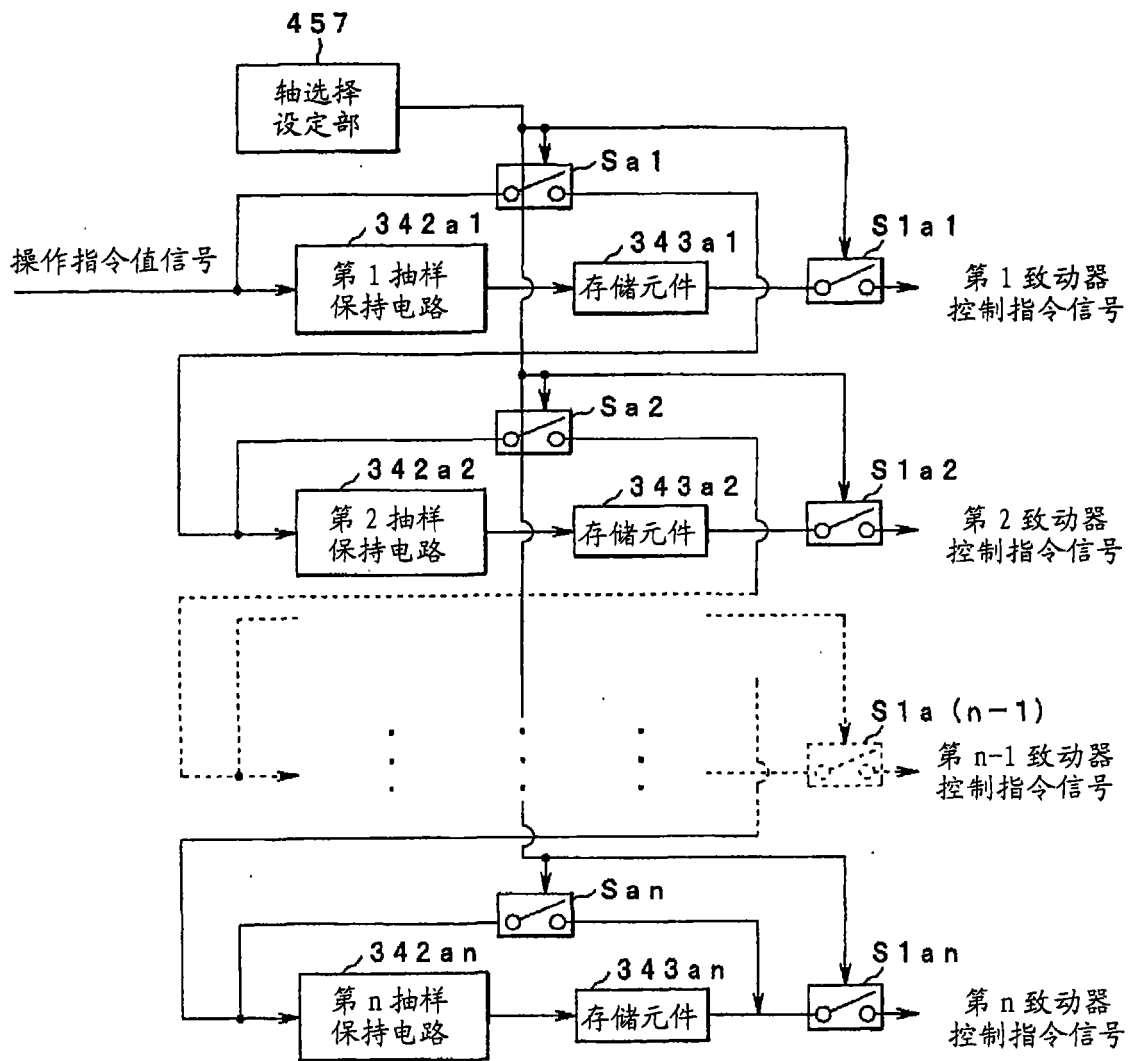


图 86

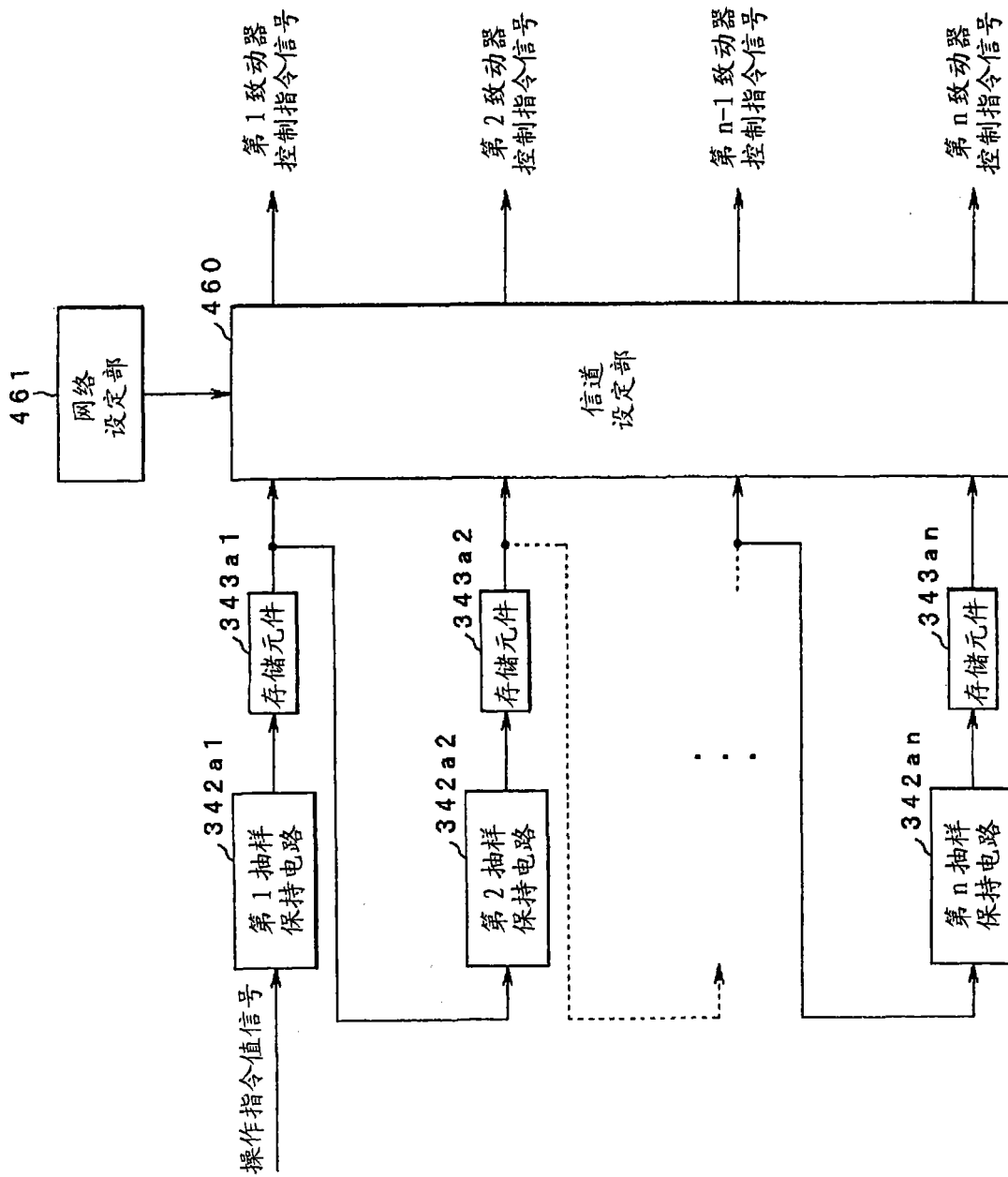


图 87

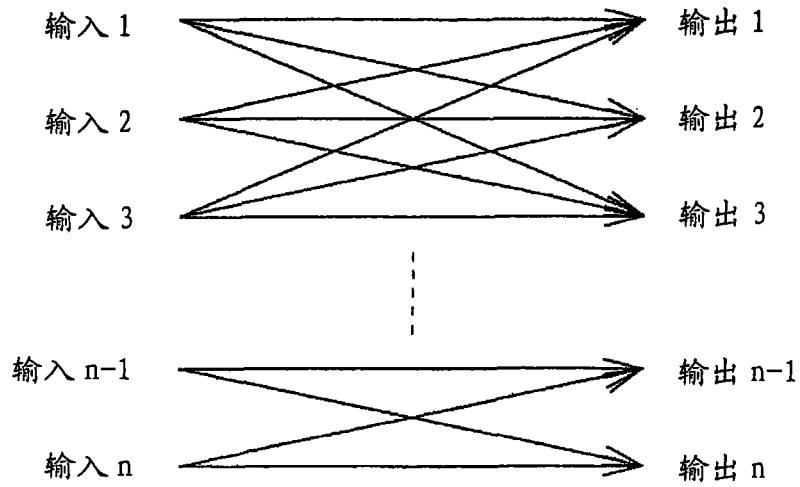


图 88

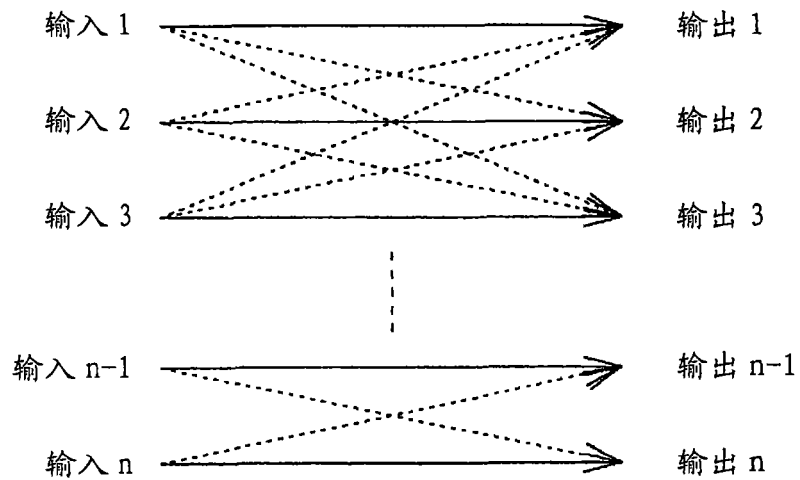


图 89

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \cdots & 0 \\ \vdots & & & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & 1 \end{bmatrix}$$

置换矩阵 (实线)

图 90

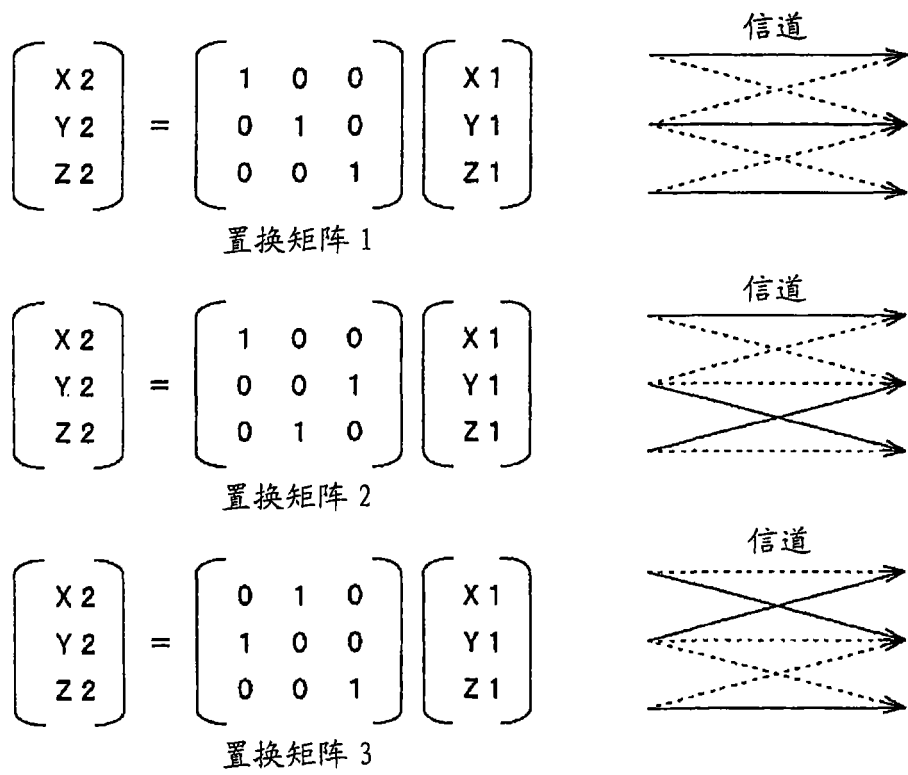
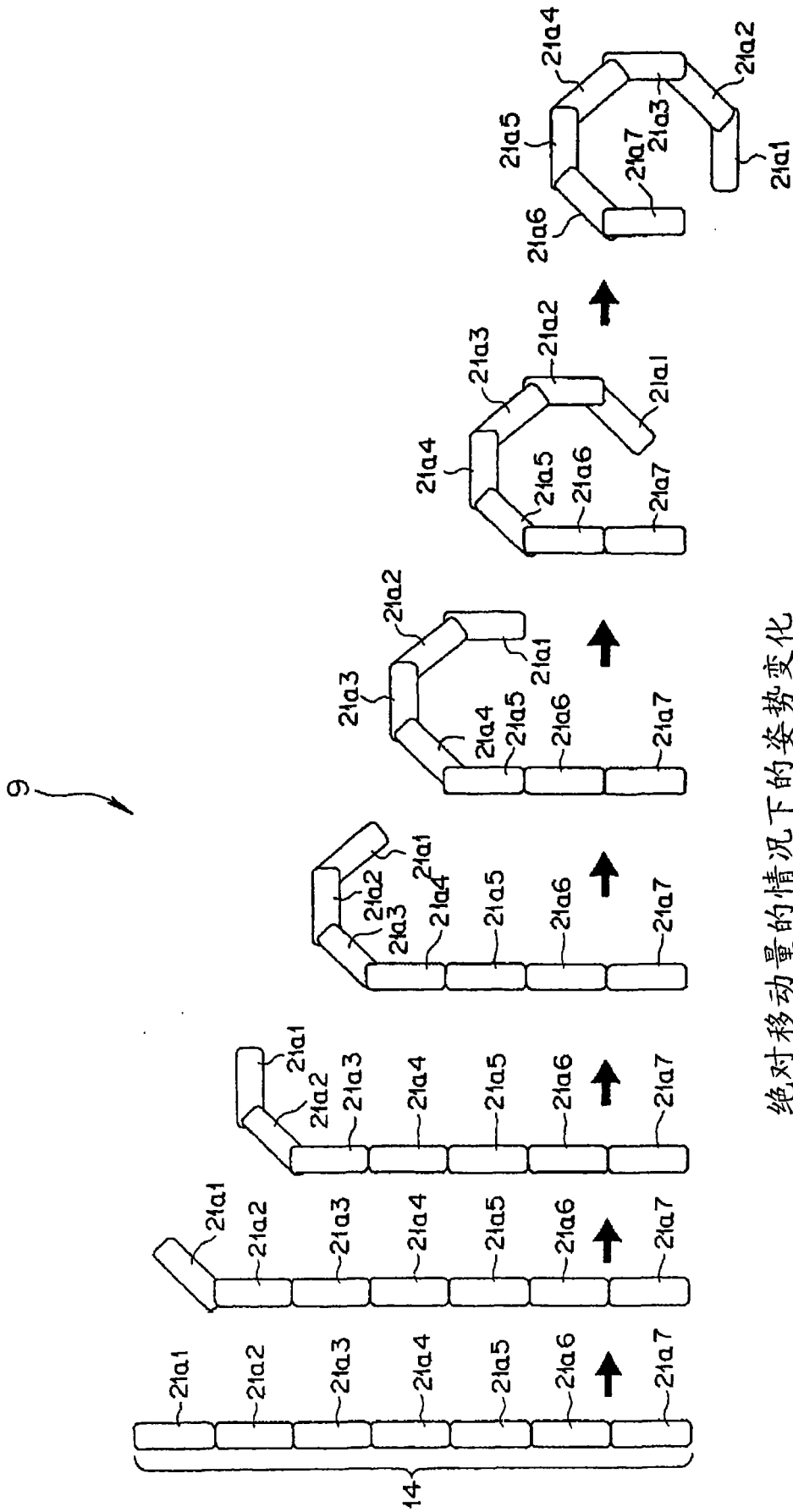
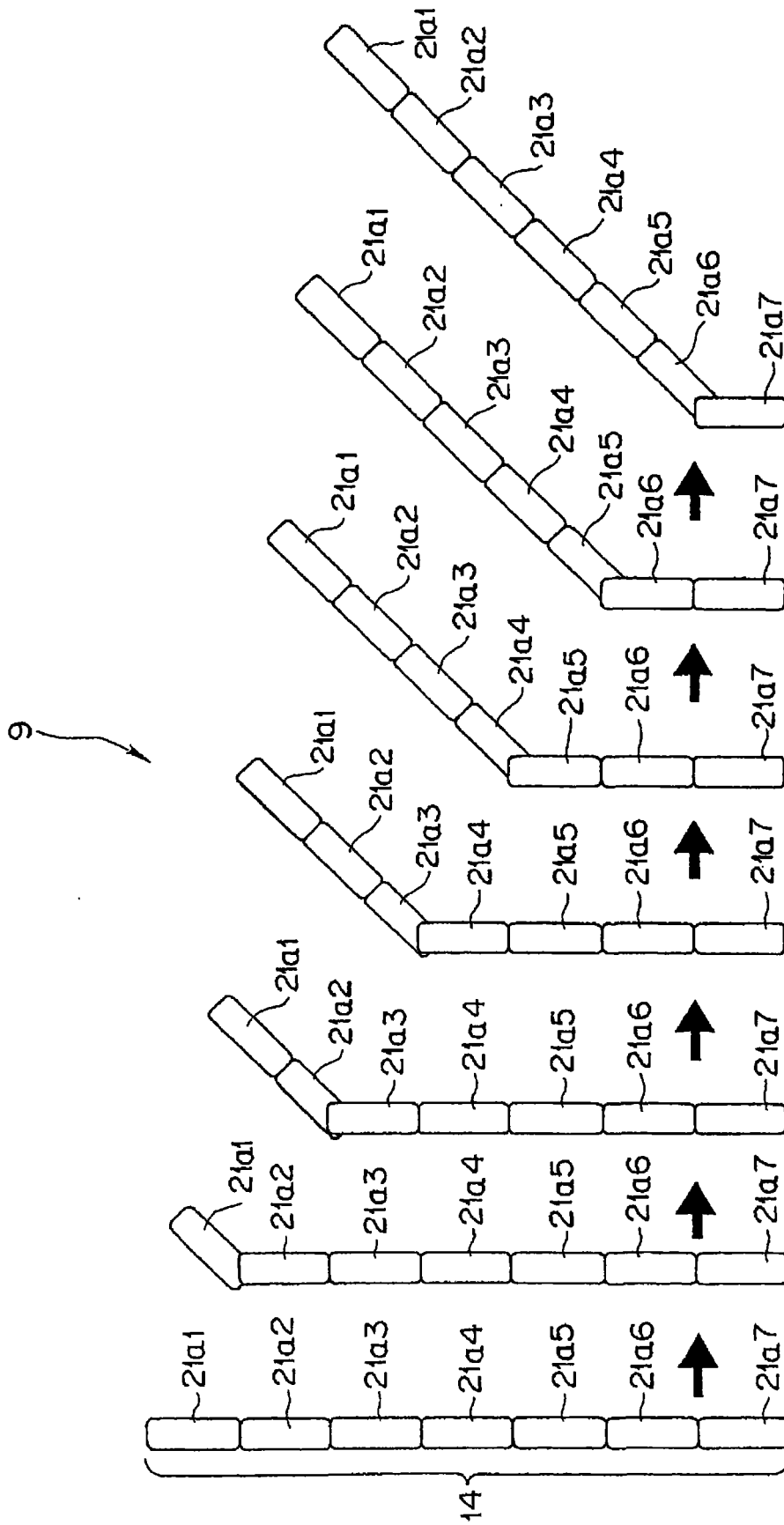


图 91



绝对移动量的情况下的姿势变化

图 92



相对移动量的情况下的姿势变化

图 93

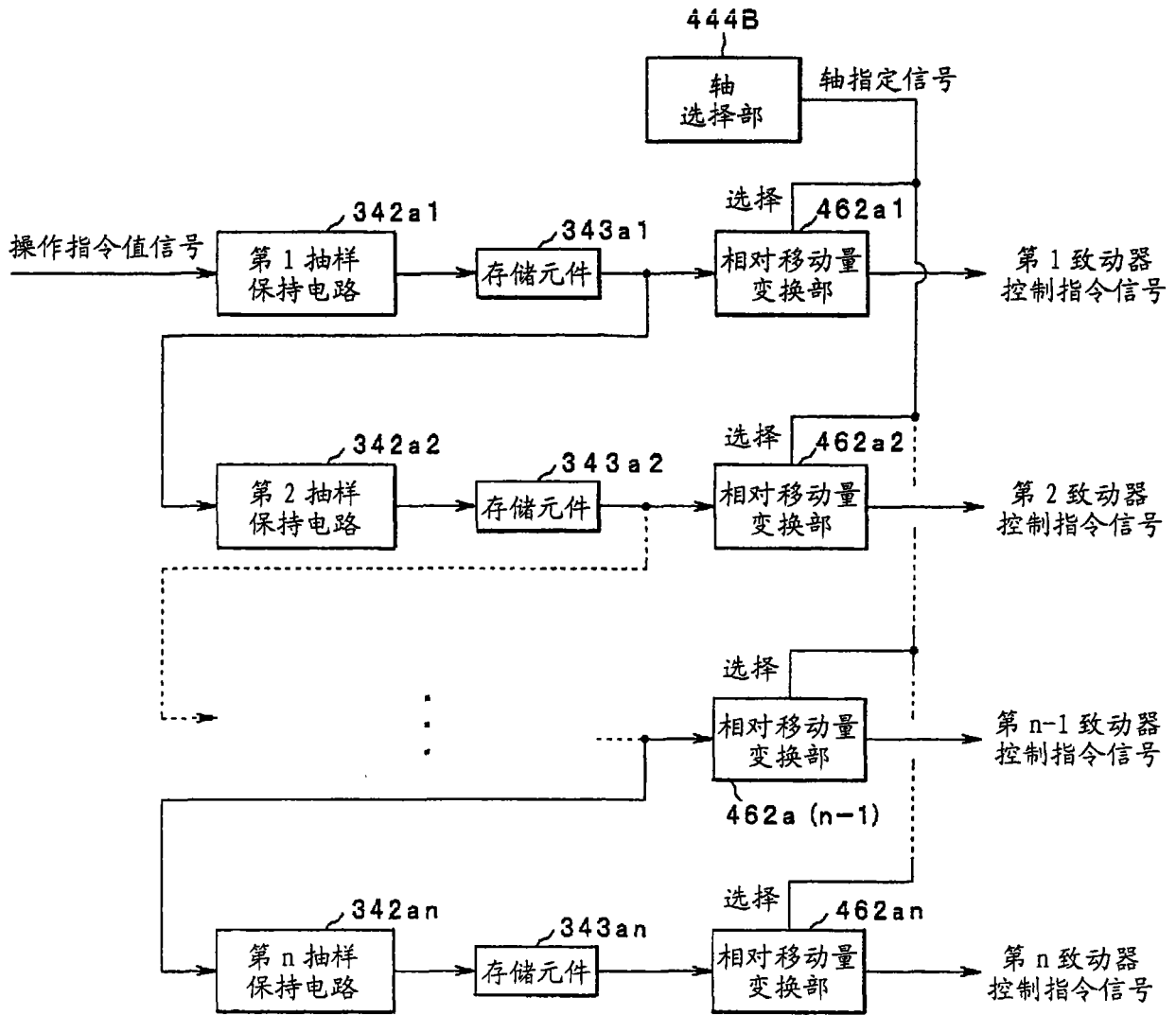


图 94

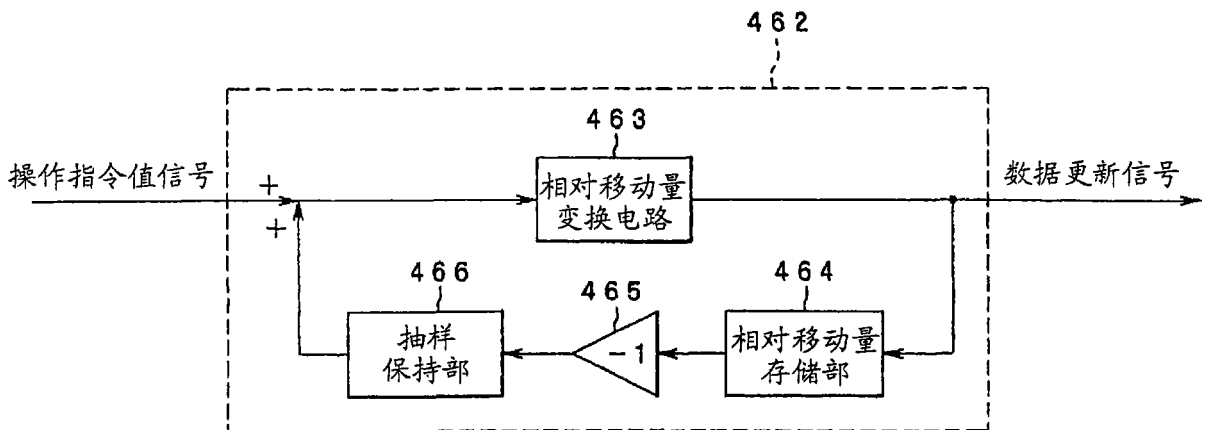
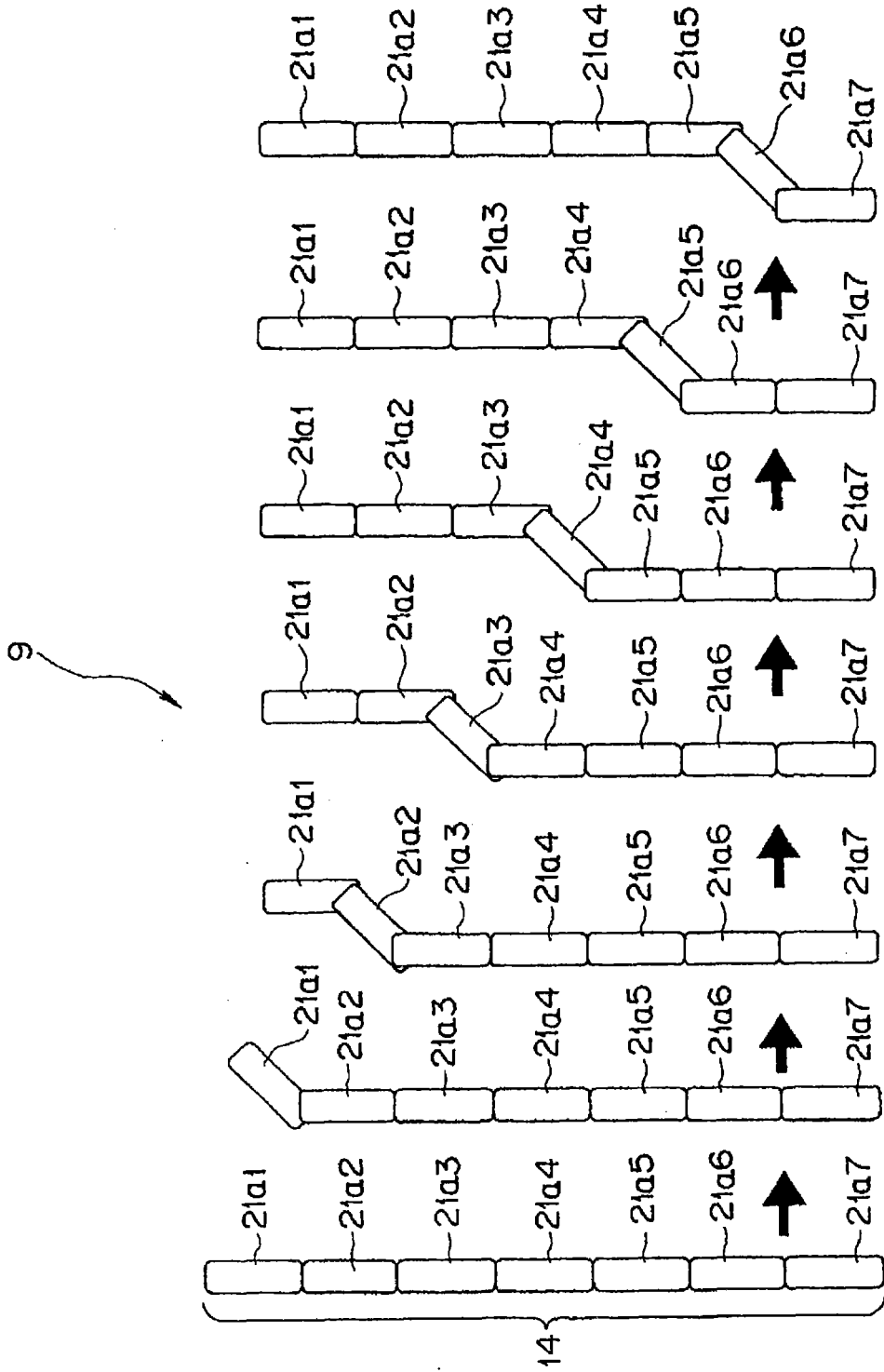


图 95



相对移动量传递的情况下的姿势变化

图 96

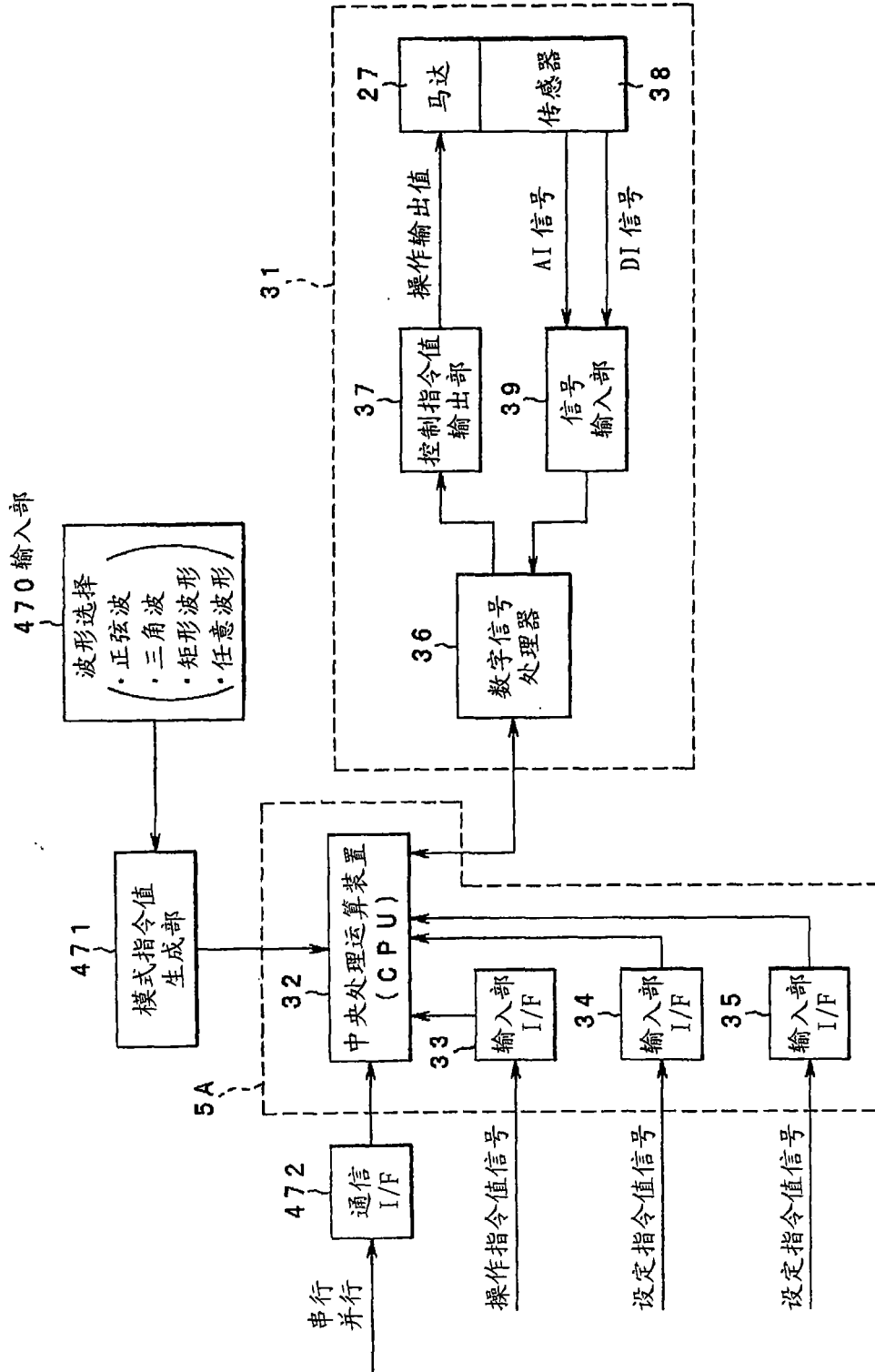


图 97

专利名称(译)	医疗用控制装置		
公开(公告)号	CN101227854A	公开(公告)日	2008-07-23
申请号	CN200680026774.5	申请日	2006-07-20
[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	河合利昌		
发明人	河合利昌		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
优先权	2005214726 2005-07-25 JP 2005214727 2005-07-25 JP 2005214728 2005-07-25 JP 2005214729 2005-07-25 JP		
其他公开文献	CN100566652C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种医疗用控制装置，通过控制插入部的弯曲部的驱动，以使该弯曲部具有与管腔内的形状一致的形状，可提高医疗用具的插入部的插入性。因此，控制器(5)具有进行弯曲部(14)的姿势控制的伺服控制器(36A)，在该伺服控制器(36A)内设置有点锁定运算部(50)。点锁定运算部(50)根据所提供的前端指令值信息和位置F/B信息，通过前端链接根部坐标位置计算部(51)和反运动学运算部(52)进行用于获得针对前端侧的链接构件(21a1)的伺服位置指令信号和针对该链接构件(21a1)以外的链接构件(21a)的伺服位置指令信号的运算处理，并输出到驱动部(10b)。由此，可在前端侧的链接构件(21a1)和任意的链接构件(21a)的2个部位进行点锁定，其他链接构件(21a)被控制为具有冗余性的姿势。

