



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105979848 B

(45)授权公告日 2018.02.13

(21)申请号 201580007642.7

(22)申请日 2015.02.26

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105979848 A

(43)申请公布日 2016.09.28

(30)优先权数据
2014-036824 2014.02.27 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.08

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2015/055599 2015.02.26

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/129802 JA 2015.09.03

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 饭田雅敏 畠山直也 若井浩志

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 34/30(2016.01)

B25J 3/00(2006.01)

B25J 19/04(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

审查员 万语

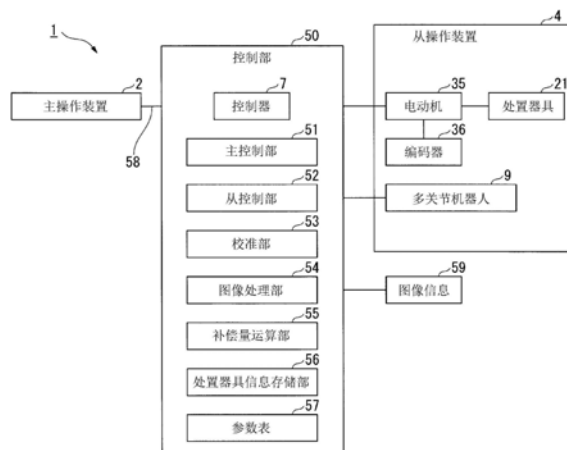
权利要求书2页 说明书12页 附图11页

(54)发明名称

医疗用系统以及处置器具的校准方法

(57)摘要

本发明的医疗用系统具有:处置器具,其具有处置部、关节部、挠性管部以及驱动部;内窥镜装置,其具有保持所述处置器具的外套管和能够获取至少包含所述关节部的图像的摄像部;以及控制部,其控制所述处置器具的动作,所述控制部具有:表,其具有用于使所述关节部进行动作的参数;控制器,其根据所述参数对所述驱动部发出控制所述驱动部的指令;图像处理部,其根据图像来计算所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个;以及补偿量运算部,其根据由所述图像处理部计算出的所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个检测所述关节部的位移,并生成对所述指令与所述关节部的位移之间的差分进行补偿的补偿值,并将所述补偿值编入到所述参数中。



1. 一种医疗用系统,其中,该医疗用系统具有:

处置器具,其具有对活体进行处置的处置部、使所述处置部移动的关节部、与所述关节部连接的挠性管部以及与所述挠性管部连接且使所述关节部位移的驱动部;

内窥镜装置,其具有挠性的外套管和摄像部,其中,所述挠性的外套管具有远位端和近位端,所述挠性的外套管保持所述处置器具以使得所述处置部能够从所述远位端突出,所述摄像部能够获取至少将所述关节部包含于摄像视野的至少一个图像;以及

控制部,其根据所述图像来控制所述处置器具的动作,

所述控制部具有:

表,其具有用于使所述关节部进行动作的参数;

控制器,其根据所述参数对所述驱动部发出控制所述驱动部的指令;

图像处理部,其根据所述图像计算所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个;以及

补偿量运算部,其根据由所述图像处理部计算出的所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个,检测所述关节部的位移并生成对所述指令与所述关节部的位移之间的差分进行补偿的补偿值,并将所述补偿值编入到所述参数中。

2. 根据权利要求1所述的医疗用系统,其中,

所述图像处理部通过使用了所述图像的图案匹配来计算所述关节部的关节角度。

3. 根据权利要求1所述的医疗用系统,其中,

所述图像处理部在所述图像中,根据最新的图像与在时间序列上前一次获取的图像之间的差分来计算所述关节部的位移。

4. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的医疗用系统,其中,

所述控制部在所述图像中无法确定所述关节部的情况下,使所述关节部位移直到在所述图像中显示有所述关节部为止。

5. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的医疗用系统,其中,

所述医疗用系统还具有能够显示所述图像的显示装置,

所述控制部在所述图像中无法确定所述关节部的情况下,判定为所述关节部位于所述摄像部的摄像视野之外,代替所述图像而将在所述图像中重叠了能够确定所述关节部的区域的指示图像输出给所述显示装置,

所述显示装置在代替所述图像而接收到所述指示图像时显示所述指示图像,

所述图像处理部使用所述关节部位于能够确定所述关节部的区域内的图像来计算所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个。

6. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的医疗用系统,其中,

所述处置器具在处置部与关节部中的至少任意一个上具有用于确定所述处置器具的结构的标识部,

所述控制部根据所述标识部来判别所述处置器具。

7. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的医疗用系统,其中,

所述补偿量运算部计算基于所述驱动部在从被发出所述指令之后到所述关节部开始位移为止的期间被驱动的量的滞后幅度,并作为所述补偿值。

8. 根据权利要求6所述的医疗用系统,其中,

所述控制部对应于根据所述标识部判别出的所述处置器具而变更所述参数。

9. 一种处置器具的校准方法,该处置器具能够安装于医疗用系统中,并且具有关节部,其中,该处置器具的校准方法包含如下步骤:

根据包含所述关节部的图像计算所述关节部的位置和姿势中的至少任意一个,其中,该图像是在所述医疗用系统安装有所述处置器具的状态下获取的;

根据计算出的所述关节部的位置和姿势中的至少任意一个来检测所述关节部的位移;

生成对用于使所述关节部进行动作的指令与所述关节部的位移之间的差分进行补偿的补偿值;以及

将所述补偿值编入到用于使所述关节部进行动作的指令所使用的参数中。

医疗用系统以及处置器具的校准方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及医疗用系统以及处置器具的校准方法。

[0002] 本申请基于2014年2月27日在日本申请的日本特愿2014-036824号主张优先权,这里引用其内容。

背景技术

[0003] 公知有借助电动机的旋转动力经由线对机械手的处置器具进行驱动的医疗用系统。在这样的医疗用系统中,通过使机械手所具有的一对握持部件中的一方向另一方的握持部件移动,并测定此时的握持部件的位移位置和扭矩值从而进行校准。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:美国专利申请公开第2008/0114494号说明书

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 可是,在柔性的机械手的情况下,由于在将机械手引导到处置对象部位的过程中机械手弯曲,因此机械手内部的线的路径发生变化。在专利文献1所公开的技术中,不容易进行反映了机械手中的线路径的变化的影响的校准。

[0009] 本发明就是鉴于上述的问题而完成的,其目的在于,提供一种即使存在线的特性变动也能够进行校准的医疗用系统以及处置器具的校准方法。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 为了解决上述问题,本发明提出以下的方案。

[0012] 根据本发明的第一方式,医疗用系统具有:处置器具,其具有对活体进行处置的处置部、使所述处置部移动的关节部、与所述关节部连接的挠性管部以及与所述挠性管部连接且使所述关节部位移的驱动部;内窥镜装置,其具有挠性的外套管和摄像部,其中,所述挠性的外套管具有远位端和近位端,所述挠性的外套管保持所述处置器具以使得所述处置部能够从所述远位端突出,所述摄像部能够获取至少将所述关节部包含于摄像视野的至少一个图像;以及控制部,其根据所述图像来控制所述处置器具的动作,所述控制部具有:表,其具有用于使所述关节部进行动作的参数;控制器,其根据所述参数对所述驱动部发出控制所述驱动部的指令;图像处理部,其根据所述图像计算所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个;以及补偿量运算部,其根据由所述图像处理部计算出的所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个,检测所述关节部的位移并生成对所述指令与所述关节部的位移之间的差分进行补偿的补偿值,并将所述补偿值编入到所述参数中。

[0013] 根据本发明的第二方式,在上述第一方式的医疗用系统中,所述图像处理部也可以通过使用了所述图像的图案匹配来计算所述关节部的关节角度。

[0014] 根据本发明的第三方式,在上述第一方式的医疗用系统中,所述图像处理部在所

述图像中,也可以根据最新的图像与在时间序列上前一次获取的图像之间的差分来计算所述关节部的位移。

[0015] 根据本发明的第四方式,在上述第一方式至第三方式中的任意一个方式的医疗用系统中,所述控制部在所述图像中无法确定所述关节部的情况下,也可以使所述关节部位移直到在所述图像中显示有所述关节部为止。

[0016] 根据本发明的第五方式,在上述第一方式至第三方式中的任意一个方式的医疗用系统中,所述医疗用系统还具有能够显示所述图像的显示装置,所述控制部在所述图像中无法确定所述关节部的情况下,判定为所述关节部位于所述摄像部的摄像视野之外,代替所述图像而将在所述图像中重叠了能够确定所述关节部的区域的指示图像输出给所述显示装置,所述显示装置在代替所述图像而接收到所述指示图像时显示所述指示图像,所述图像处理部也可以使用所述关节部位于能够确定所述关节部的区域内的图像来计算所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个。

[0017] 根据本发明的第六方式,在上述第一方式至第五方式中的任意一个方式的医疗用系统中,所述处置器具在处置部与关节部中的至少任意一个上具有用于确定所述处置器具的结构标识部,所述控制部也可以根据所述标识部来判别所述处置器具。

[0018] 根据本发明的第七方式,在上述第一方式至第六方式中的任意一个方式的医疗用系统中,所述补偿量运算部也可以计算基于所述驱动部在从被发出所述指令之后到所述关节部开始位移为止的期间被驱动的量的滞后幅度,并作为所述补偿值。

[0019] 根据本发明的第八方式,在上述第六方式的医疗用系统中,所述控制部也可以对应于根据所述标识部判别出的所述处置器具而变更所述参数。

[0020] 根据本发明的第九方式,提供一种处置器具的校准方法,该处置器具能够安装于医疗用系统中,并且具有关节部,其中,该处置器具的校准方法包含如下步骤:根据包含所述关节部的图像计算所述关节部的位置和姿势中的至少任意一个,其中,该图像是在所述医疗用系统安装有所述处置器具的状态下获取的;根据计算出的所述关节部的位置和姿势中的至少任意一个来检测所述关节部的位移;生成对用于使所述关节部进行动作的指令与所述关节部的位移之间的差分进行补偿的补偿值;以及将所述补偿值编入到用于使所述关节部进行动作的指令所使用的参数中。

[0021] 发明效果

[0022] 根据上述各方式的医疗用系统以及处置器具的校准方法,即使存在线的特性变动,也能够进行校准。

附图说明

[0023] 图1是示出第一实施方式的医疗用系统的整体结构的概要的立体图。

[0024] 图2是第一实施方式的医疗用系统中的内窥镜装置的立体图。

[0025] 图3是第一实施方式的医疗用系统中的处置器具的局部剖开的立体图。

[0026] 图4是第一实施方式的医疗用系统的一例的结构框图。

[0027] 图5是示出第一实施方式的医疗用系统的显示装置的图像的一例的图。

[0028] 图6是说明第一实施方式的医疗用系统的校准的流程图。

[0029] 图7是测定第一实施方式的医疗用系统的滞后幅度的一例的流程图。

- [0030] 图8是检测第一实施方式的医疗用系统的处置器具前端角度信息的一例的流程图。
- [0031] 图9是检测第一实施方式的医疗用系统的处置器具前端角度信息的另一例的流程图。
- [0032] 图10是说明第二实施方式的医疗用系统的校准的流程图。
- [0033] 图11是说明第三实施方式的医疗用系统的校准的流程图。
- [0034] 图12是说明第四实施方式的医疗用系统的校准的流程图。
- [0035] 图13是进行第五实施方式的医疗用系统的校准的情况下的前端部的立体图。
- [0036] 图14是进行第五实施方式的医疗用系统的校准的情况下的一例的流程图。
- [0037] 图15是进行第五实施方式的医疗用系统的校准的情况下的另一例的流程图。
- [0038] 图16是进行第六实施方式的医疗用系统的校准的情况下的前端部的立体图。
- [0039] 图17是进行第六实施方式的医疗用系统的校准的情况下的一例的流程图。
- [0040] 图18是进行第六实施方式的医疗用系统的校准的情况下的另一例的流程图。

具体实施方式

[0041] 下面,使用附图来说明实施方式的医疗用系统。在下面的附图中,为了使各部件成为能够识别的大小,而适当变更各部件的比例尺。

[0042] (第一实施方式)

[0043] 图1是示出第一实施方式的医疗用系统的整体结构的概要的立体图。本实施方式的医疗用系统是所谓的主从方式的系统。即,如图1所示,医疗用系统1具有:主操作装置2,其被操作人员Op进行用于处置的操作;从操作装置4,其设置有内窥镜装置3;以及控制部50(参照图4),其根据针对主操作装置2的操作来控制从操作装置4。

[0044] 主操作装置2具有:主臂5,其被操作人员Op摇动;显示装置6,其用于显示使用内窥镜装置3拍摄的影像等图像信息(参照图4)59;以及后述的控制部50的控制器7。

[0045] 主臂5是为了使内窥镜装置3进行动作而设置的操作部。并且,虽然未图示详细内容,但是设置于主操作装置2的主臂5分别对应于操作人员Op的右手和左手而设置有两个。主臂5具有多关节结构以使得至少以一个自由度使作为配置于体内的器具的处置器具21所具有的关节部22进行动作。

[0046] 显示装置6是显示由安装于内窥镜装置3的观察装置(参照图2)23所拍摄的处置对象部位的影像的装置。在显示装置6中,与处置对象部位一起也显示有处置器具21的关节部22。

[0047] 控制器7根据主臂5的动作而生成用于使从操作装置4进行动作的操作指令。

[0048] 从操作装置4具有载置患者的载置台8、配置于载置台8的附近的多关节机器人9以及安装于多关节机器人9的内窥镜装置3。多关节机器人9根据主操作装置2所发出的操作指令进行动作。

[0049] 图2是第一实施方式的医疗用系统中的内窥镜装置的立体图。如图2所示,内窥镜装置3具有插入部24和外套管驱动部(驱动部)25。

[0050] 插入部24具有外套管26和观察装置23。

[0051] 外套管26是插入到患者体内的柔性的长条部件。外套管26具有远位端和近位端,

并且具有供处置器具21能够贯穿插入的处置器具通道29。

[0052] 观察装置23是设定有从外套管26的远位端朝向远位侧的摄像视野的装置,该观察装置23能够获取处置对象部位和处置器具21的图像并输出给显示装置6。在本实施方式中,观察装置23配置于外套管26的远位端部分的内部。观察装置23具有摄像部30和照明部31。

[0053] 摄像部30能够获取至少将关节部22包含于摄像视野的至少一个图像。

[0054] 照明部31朝向摄像部30的摄像视野发出照明光。

[0055] 观察装置23能够相对于外套管26进行装卸。例如,也可以是,作为观察装置而应用公知的内窥镜装置,并且在外套管26中形成有能够插入该公知的内窥镜装置的内窥镜通道。

[0056] 处置器具通道29对处置器具21进行保持以使得处置器具21的处置部27能够从插入部24的远位端突出。

[0057] 外套管驱动部25设置于外套管26的近位侧,通过驱动使外套管26的远位侧进行弯曲动作从而能够在体内使观察装置23以及处置器具21所具有的处置部27朝向期望的方向。

[0058] 图3是第一实施方式的医疗用系统中的处置器具的局部剖开的立体图。如图3所示,处置器具21具有处置器具驱动部(驱动部)32、作为挠性管部的柔性部33以及前端部34。

[0059] 处置器具驱动部32具有电动机35、编码器36、驱动侧旋转体37、线38以及从动侧旋转体39。

[0060] 针对关节部22和处置部27的自由度而各配置有1个电动机35。在本实施方式中,仅对用于使一个关节部22进行弯曲动作的一个电动机35进行说明。处置器具驱动部32通过未图示的其他的电动机而能够独立地对未图示的其他的关节部22和未图示的其他的处置部27进行驱动。

[0061] 电动机35的电动机轴经由未图示的减速机构与驱动侧旋转体37连接。作为电动机35,也可以采用步进电动机等。

[0062] 编码器36(参照图4)非接触地安装于电动机35的未图示的电动机轴上。编码器36与控制部50电连接。

[0063] 驱动侧旋转体37是借助电动机35发出的驱动力而进行旋转的例如滑轮等。线38的一端部架设于驱动侧旋转体37上。

[0064] 线38是一端部架设于线38上、中间部可移动地收纳于柔性部33内、另一端部架设于从动侧旋转体39上的环状的线。

[0065] 柔性部33形成为柔软的筒形状。在柔性部33的近位侧配置有处置器具驱动部32,在柔性部33的远位侧配置有处置部27。

[0066] 处置器具21的前端部34具有关节部22、臂部40以及处置部27。

[0067] 关节部22与臂部40连结。关节部22被从动侧旋转体39传递力量从而使臂部40位移。关节部22进行弯曲动作的结构不限于关节结构。例如,也可以是多个弯曲块彼此转动自如地连接的关节结构。

[0068] 处置部27是用于对处置对象进行处置的钳子或切开刀具。

[0069] 并且,在本实施方式中,处置器具21的前端部34具有用于确定处置器具21的种类的标识部X。标识部X例如作为印刷或刻印而配置于臂部40。

[0070] 在处置器具21中,伴随着电动机35的旋转,驱动侧旋转体37进行旋转,并且经由线

38而使从动侧旋转体39进行旋转。因此,利用从动侧旋转体39的旋转而使关节部22进行弯曲动作。此时,来自编码器36的旋转信号被控制部50处理,并且作为电动机驱动量的信息而被取入。

[0071] 图4是第一实施方式的医疗用系统的一例的结构框图。该框图在下面的各实施方式中被引用。

[0072] 如图4所示,医疗用系统1的控制部50具有主控制部51、从控制部52、校准部53、图像处理部54、补偿量运算部55、处置器具信息存储部56、参数表57以及控制器7。

[0073] 主控制部51接受主操作装置2的操作输入(输入)58而进行处理。

[0074] 从控制部52根据来自主控制部51的指令而输出针对多关节机器人9、内窥镜装置3以及处置器具21的驱动信号。

[0075] 校准部53生成处置器具21的动作中的补偿用的参数。另外,校准部53既可以属于主控制部51与从控制部52中的任一方,也可以从主控制部51与从控制部52中独立出来。

[0076] 图像处理部54对摄像部30所获取的图像信息59进行解析。这里,图像处理部54根据图像信息59计算关节部22的位置与姿势中的至少任意一个。本实施方式中的图像处理部54通过使用了图像信息59的图像识别来计算关节部22的关节角度。

[0077] 补偿量运算部55根据由图像处理部54计算出的关节部22的位置与姿势中的至少任意一个而检测关节部22的位移,并生成对输入(指令)58与关节部22的位移之间的差分进行补偿的补偿值,并将补偿值编入到参数中。具体来说,本实施方式的补偿量运算部55将后述的滞后幅度作为补偿值而编入到参数中。补偿量运算部55计算基于处置器具驱动部32从被发出指令之后到关节部22开始位移为止的期间被驱动的量的滞后幅度,并在关节部22的位移开始之后确定补偿值而编入到参数中。

[0078] 处置器具信息存储部56保持处置器具21的个体信息或图案匹配图像等在校准中所需要的专用数据。

[0079] 参数表57具有控制器7参照的参数。在医疗用系统1启动时,初始参数被加载到参数表57中。加载于参数表57的初始参数在每次校准时都被补偿量运算部55更新,成为被控制器7参照的参数。

[0080] 控制器7利用在校准部53中被更新且存储于参数表57的参数向电动机35进行输出。

[0081] 控制部50使用由摄像部30获得的图像信息59经由校准部53进行校准。这里,在处置器具21未显现于摄像部30的摄像视野的情况下,控制部50控制处置器具21的位置以使得处置器具21移动到能够对处置器具21进行适当地校准的位置。例如,控制部50在图像信息59中无法确定关节部22的情况下,使关节部22位移直到在图像信息59中显示有关节部22为止。

[0082] 并且,作为另一种控制方法,也可以是,控制部50在图像信息59中无法确定关节部22的情况下,判断为关节部22位于摄像部30的摄像视野之外,并代替图像信息59而将在图像信息59中重叠了能够确定关节部22的区域的指示图像信息输出给显示装置6。即,在该控制方法中,通过催促医疗用系统1的使用人员移动处置器具21,从而控制部50对使用人员的操作进行辅助以使得处置器具21进入到能够进行校准的范围内。当代替图像信息59而接收到指示图像信息时,由显示装置6显示指示图像信息。当处置器具21的关节部22配置于摄像

部30的摄像视野内的上述能够确定区域之后,图像处理部54在能够确定关节部22的区域内使用关节部22所处的图像信息59来计算关节部22的位置与姿势中的至少任意一个。

[0083] 图5是示出第一实施方式的医疗用系统的显示装置的图像的一例的图。如图5所示,校准部53根据显示于显示装置6的图像信息59来进行校准。例如,控制部50通过图像识别而从图像信息59中设定关节部22中的弯曲点作为假想的特征点,并计算各关节部22的弯曲角度。

[0084] 图6是说明第一实施方式的医疗用系统的校准的流程图。如图6所示,在处置器具前端校准中,首先,测量滞后幅度 $\Delta\theta$ (测量滞后幅度,步骤ST101)。这里,所谓的滞后幅度 $\Delta\theta$ 的测定,就是基于处置器具驱动部32在从被发出指令之后到关节部22开始位移为止的期间被驱动的量的值。

[0085] 接下来,参照存储于参数表57的参数(参照表,(步骤ST102)),更新滞后值(更新参数,步骤ST103)。这里,所谓的滞后值被定义为由变量中包含滞后幅度 Δx 的函数构成的参数要素。例如,滞后值由下面的数学式(1)来表示。

[0086] 【数学式1】

$$[0087] \quad u = \Delta\theta \cdot \text{sgn}(\dot{\theta}_{ref}) \quad \dots \quad \text{数学式(1)}$$

[0088] 其中, $\dot{\theta}_{ref}$ 是 θ_{ref} 的一次微分

[0089] 上述的数学式(1)中的符号u是滞后值,是本实施方式中的补偿值。滞后值通过存储于参数表57中而作为更新后的参数在控制器7进行动作时被读入。sgn是根据参数的正、0、负而分别取+1、0、-1的符号函数。

[0090] 并且,使用更新后的滞后值来进行校准。另外,滞后幅度通过图7所示的流程图来获得。

[0091] 图7是示出测定第一实施方式的医疗用系统的滞后幅度的一例的流程图。

[0092] 如图7所示,在滞后幅度的测量中,由摄像部30获取至少将关节部22包含于摄像视野的至少一个图像(开始获取图像,步骤ST201)。例如,由摄像部30获取的图像以将关节部22包含于图像内的状态显示于显示装置6中。

[0093] 在由摄像部30进行拍摄的状态下,处置器具驱动部32的电动机35开始驱动(开始电动机驱动,步骤ST202)。伴随着电动机35的驱动,关节部22开始移动。然而,由于线38的伸长或松弛或者相对于线38的外表面的摩擦力等,有时会在电动机35的驱动与关节部22的弯曲之间产生延迟及其它的差异。例如,即使电动机35被驱动,也存在直到电动机35到达一定的旋转角度为止关节部22都完全不进行动作的情况。

[0094] 从电动机35的驱动开始的时刻,开始检测处置器具前端角度信息(检测处置器具前端角度信息,步骤ST203)。即,检测正在移动的关节部22的动作。处置器具前端角度信息能够通过后述的图案匹配或光流来检测。

[0095] 这里,检测关节部22上是否存在动作(处置前端部进行了动作,步骤ST204)。

[0096] 这时,在关节部22上不存在动作的情况下,反复检测处置器具前端角度信息(检测处置器具前端角度信息,步骤ST203)。

[0097] 与此相对,在关节部22上存在动作的情况下,电动机35的驱动暂时停止(停止电动

机驱动,步骤ST205)。

[0098] 在前端部34的初始值是已知的情况下,通过使前端部34向一个方向移动而能够计算滞后幅度。在前端部34的初始值不明确的情况下,通过使前端部34向对置的两个方向(例如左右方向)往复移动而能够在初始值不明确的状态下计算滞后幅度。例如,为了使前端部34向规定的一个方向移动而使电动机35进行动作,并存储当检测出前端部34的微小动作时的电动机35的动作量,接着,为了使向上述规定的一个方向的相反方向移动而使电动机35进行动作,并存储当检测出前端部34的微小动作时的电动机35的动作量。能够根据在该过程中获取的两个动作量的信息来计算滞后幅度。

[0099] 并且,由补偿量运算部55计算基于处置器具驱动部32在从被发出指令之后到关节部22开始位移的期间被驱动的量的滞后幅度,并确定滞后值作为补偿值 u (计算滞后幅度,步骤ST206)。这样,在直到关节部22进行微小动作为止的期间电动机35进行驱动,并根据处置器具驱动部32被驱动的量来计算滞后幅度。

[0100] 图8是检测第一实施方式的医疗用系统的处置器具前端角度信息的一例的流程图。

[0101] 如图8所示,首先,由内窥镜装置3的摄像部30获取图像信息59(获取内窥镜图像,步骤ST301)。

[0102] 接下来,通过图案匹配而从所获取的图像信息59中提取出处置器具21的图像信息59,其中,图案匹配参照了根据标识部X而预先设定的图案(通过图案匹配从图像中提取出处置器具,步骤ST302)。

[0103] 接着,从所提取的图像信息59中提取特征点(提取特征点,步骤ST303)。

[0104] 并且,根据所提取出的特征点来计算处置器具21的前端部34的角度信息(计算处置器具前端角度信息,步骤ST304)。

[0105] 图9是检测第一实施方式的医疗用系统的处置器具前端角度信息的另一例的流程图。如图9所示,按照光流方式来处理由内窥镜装置3获取的图像信息59。即,由图像处理部54根据最新的图像信息59与在时间序列上前一次获取的图像信息59的差分来计算关节部22在图像信息59中的位移。即,首先,获取内窥镜装置3的最新的图像信息59。之后,获取前一次的内窥镜装置3的图像信息59,通过计算两图像信息59的偏差来计算内窥镜前端的移动方向和移动距离(根据最新的内窥镜图像信息与前一次的内窥镜图像信息的差分来计算内窥镜前端的移动方向和移动距离,步骤ST401)。

[0106] 接下来,计算处置器具21的前端部34的角度的位移量(计算处置器具前端部的角度的位移量,步骤ST402)。

[0107] 根据以上说明的第一实施方式,由于控制部50具有参数表57、控制器7、图像处理部54以及补偿量运算部55,因此能够进行考虑了因线38的特性变动而产生的处置器具21的前端部34的动作的变化的校准。由此,在本实施方式的柔性的内窥镜装置3中,当处置器具21的前端部34被引导至处置对象部位时能够进行适当的校准。

[0108] 并且,根据第一实施方式,因为由图像处理部54使用图案匹配或者光流而能够计算处置器具21的关节部22的弯曲角度,因此能够将为了观察处置对象部位而必需的摄像部30作为用于校准的结构使用。因此,不需要对关节部22的关节角度进行检测的编码器等,而能够以简单的结构进行精度较高的校准。

[0109] 并且,根据第一实施方式,控制部50在图像信息59中无法确定关节部22的情况下使关节部22位移直到图像信息59中显示有关节部22为止,因此能够避免不能校准的情况。

[0110] 并且,在代替图像信息59而将在图像信息59中重叠了能够确定关节部22的区域的指示图像输出给显示装置6并催促使用人员移动处置器具21的情况下,由于处置器具21的操作被委托给处置器具21的使用人员,因此可以稳定地进行处置器具21的移动。另外,也可以在处置器具21被使用人员移动到适当的位置时自动地开始校准,在这种情况下,能够简化要求使用人员的操作。

[0111] 并且,根据第一实施方式,因为控制部50根据标识部X来判别处置器具21,因此能够利用简单的图像处理来检测处置器具21。

[0112] 在上述实施方式中,示出了采用图案匹配与光流中的任意一个的例子,但也可以具有能够进行图案匹配和光流这两种图像处理的结构。例如,也可以在能够识别标识部X且存在图案匹配图像的情况下,采用图案匹配,在不能识别标识部X的情况下或不存在适当的图案匹配图像的情况下采用光流。即,也可以具有根据情况来选择采用图案匹配与光流中的哪一个的结构。

[0113] 并且,根据第一实施方式,由于补偿量运算部55计算基于处置器具驱动部32在从被发出指令之后到关节部22开始位移为止的期间被驱动的量的滞后幅度,并设定补偿值,因此能够获取使用了处置器具21的前端部34上的实测值的适当的补偿值。

[0114] 并且,根据第一实施方式,因为控制部50对应于根据标识部X判别出的处置器具21而变更参数,因此能够进行处置器具21的精确检测。

[0115] (第二实施方式)

[0116] 接下来,对本发明的第二实施方式进行说明。

[0117] 图10是说明第二实施方式的医疗用系统的校准的流程图。在下面的各实施方式中,对与第一实施方式相同的部位赋予相同的标号而省略其说明,仅对不同点进行说明。

[0118] 如图10所示,在本实施方式中,控制部50中的校准过程与上述实施方式不同。在本实施方式的校准中,使用从产生处置器具21的前端部34的转换指令之后到处置器具21的前端部34根据该指令而开始转换的延迟时间。在本实施方式中,所谓的“转换”是指切换位移方向以使得从前端部34向规定的一个方向位移的状态切换到前端部34向相反方向位移。

[0119] 在本实施方式的校准中,首先,获取产生转换指令时的计数值(产生转换输入时获取计数,步骤ST501)。关于计数值的获取,例如通过使未图示的计时器重置为零开始计时,从而将产生转换指令的时刻作为零。

[0120] 接下来,获取处置器具21的前端部34根据转换指令而开始转换时的计数值(转换处置器具时获取计数,步骤ST502)。处置器具21的前端部34开始转换的情况可以通过使用在上述第一实施方式中说明的图案匹配或光流检测前端部34的位移来进行检测。

[0121] 接着,获取从产生转换指令之后到处置器具21的前端部34开始转换时为止的延迟时间(获取延迟时间,步骤ST503)。在本实施方式中,当产生转换指令时被重置为零的计时器中的计数值被作为延迟时间获取。

[0122] 并且,参照参数表57(参照表,步骤ST504),接着更新相对于延迟时间的补偿值(更新相对于延迟时间的补偿值,步骤ST505)。这里,延迟时间能够通过下面的数学式(2)所表示的相位超前滤波器、数学式(3)所表示的控制补偿来进行补偿。在数学式(2)中, ΔT 是时

间常数, s 是拉普拉斯运算符。另外, 也可以根据时间常数来设定相位超前滤波器。

[0123] 【数学式2】

$$[0124] \quad \frac{\Delta T \cdot s + 1}{1} \quad \dots \quad \text{数学式 (2)}$$

[0125] 【数学式3】

$$[0126] \quad u = \frac{\Delta T \cdot s + 1}{1} \theta_{ref} \quad \dots \quad \text{数学式 (3)}$$

[0127] 在上述的数学式 (3) 中, u 为补偿值。

[0128] 根据第二实施方式, 通过利用参数表 57 来参照从生成转换指令之后到处置器具 21 的前端部 34 开始转换时为止的延迟时间来更新相对于延迟时间的补偿值, 从而即使存在线 38 的特性变动, 也能够进行校准。

[0129] (第三实施方式)

[0130] 接下来, 对本发明的第三实施方式进行说明。

[0131] 图 11 是说明第三实施方式的医疗用系统的校准的流程图。在本实施方式中, 控制部 50 中的校准过程与上述实施方式不同。如图 11 所示, 在本实施方式的校准中, 根据通过指令要使处置器具 21 的前端部 34 位移的振幅与实际上处置器具 21 的前端部 34 位移的振幅 (角度响应) 的比来变更补偿量。

[0132] 在本实施方式中, 首先, 参照输入值 (参照输入值, 步骤 ST601)。

[0133] 接下来, 测量处置器具 21 的前端部 34 的振幅量 (测量处置器具前端部振幅, 步骤 ST602)。

[0134] 接着, 在参数表 57 中参照所测量的振幅量 (参照表, 步骤 ST603), 更新补偿系数 (更新补偿系数, 步骤 ST604)。基于补偿系数的补偿值被表示为在下述的数学式 (4) 中定义的式子中的 u 。

[0135] 【数学式4】

$$[0136] \quad u = \alpha \cdot \theta_{ref} \quad \dots \quad \text{数学式 (4)}$$

[0137] 上述的数学式 (4) 中的 α 是补偿系数, 由下面的数学式 (5) 来表示。并且, θ_{ref} 是要使前端部 34 位移的指令中所包含的角度的指令值, θ_{out} 是前端部 34 针对所述的指令的角度的响应值。例如, 若前端部 34 的实际振幅相对于基于指令的振幅是 $1/2$, 则补偿系数 α 为 2, 补偿值 u 根据上述的数学式 (4) 变为 $2\theta_{ref}$ 。

[0138] 【数学式5】

$$[0139] \quad \alpha = \frac{\theta_{ref}}{\theta_{out}} \quad \dots \quad \text{数学式 (5)}$$

[0140] 根据第三实施方式, 根据指令与处置器具 21 的前端部 34 的角度响应的振幅比来变更补偿量, 从而即使存在线 38 的特性变动, 也能够进行校准。

[0141] (第四实施方式)

[0142] 接下来, 对本发明的第四实施方式进行说明。

[0143] 图 12 是说明第四实施方式的医疗用系统的校准的流程图。在本实施方式中, 控制

部50中的校准过程与上述实施方式不同。

[0144] 如图12所示,在这种情况下校准中,根据输入和角度响应来假定具有弹性的模型,并使用该模型来变更参数表57。这里,前端部34借助累积于柔性部33的弹性恢复力和线38所具有的反弹力而具有弹性特性。因此,振幅由于柔性部33和线38所具有的弹性特性而减小。即,首先,参照利用编码器36所获得的电动机35的驱动量(参照电动机驱动量,步骤ST701)。

[0145] 接下来,检测处置器具21的前端部34的响应(检测处置器具前端的响应,步骤ST702)。

[0146] 接着,与预先准备的模型进行比较(与模型比较,步骤ST703)。这里,作为模型而由下面的数学式(6)、数学式(7)来表示。在下面的数学式(6)、数学式(7)中, θ 表示前端部34的角度, θ_m 表示电动机35的角度, θ' 表示前端部34的角速度, J 表示前端部34的惯性力矩, J_m 表示电动机35的惯性力矩, F 表示电动机35产生的扭矩, k_e 表示前端部34的旋转方向的环境刚性, c 表示旋转方向的粘性摩擦系数, f_d 表示施加于前端部34的摩擦扭矩, k 表示换算成旋转方向后的线38的刚性。

[0147] 并且,也存在检测前端部34的位置的情况,在这种情况下,在下面的数学式(6)、数学式(7)中, θ 表示前端部34的位置, θ_m 表示电动机35的位置, θ' 表示前端部34的速度, J 表示前端部34的质量, J_m 表示电动机35的质量, F 表示电动机35产生的力, k_e 表示前端部34的平移方向的环境刚性, c 表示平移方向的粘性摩擦系数, f_d 表示施加于前端部34的摩擦力, k 表示线38的刚性。

[0148] 【数学式6】

$$[0149] \quad J_m \ddot{\theta}_m = -k(\theta_m - \theta) + F \quad \dots \text{数学式(6)}$$

[0150] 其中, $\ddot{\theta}_m$ 是 θ_m 的二次微分

[0151] 【数学式7】

$$[0152] \quad J \ddot{\theta} = -k(\theta - \theta_m) - k_e(\theta) - c\dot{\theta} - f_d \cdot \text{sgn}(\dot{\theta}) \quad \dots \text{数学式(7)}$$

[0153] 其中, $\ddot{\theta}$ 是 θ 的二次微分

[0154] $\dot{\theta}$ 与 θ' 相同,是 θ 的一次微分

[0155] 并且,更新模型内的参数(更新模型内参数,步骤ST704)。

[0156] 通过进行重复计算以使得从图像信息中获得的前端角度信息与模型输出一致从而能够获得模型内的参数。

[0157] 使用模型内的参数,并通过下述的数学式(8)、数学式(9)而能够求得补偿值 u 。

[0158] 【数学式8】

$$[0159] \quad \Delta\theta = \frac{f_d}{k} \quad \dots \text{数学式(8)}$$

[0160] 【数学式9】

$$[0161] \quad u = \Delta\theta \cdot \text{sgn}(\dot{\theta}_{ref}) \quad \dots \text{数学式(9)}$$

[0162] 在上述数学式 (8) 中, f_a 表示施加于前端部 34 的摩擦扭矩, k 表示换算成旋转方向后的线 38 的刚性。

[0163] 在该情况下, 通过使模型的输出与指令输出一致, 而能够确定补偿量。

[0164] 根据第四实施方式, 使用根据输入和角度响应所假定的模型来变更参数表 57, 从而即使存在线 38 的特性变动, 也能够进行校准。

[0165] 由上述数学式 (6)、数学式 (7) 表示的模型是一个例子, 也可以由其他的函数来定义模型。

[0166] (第五实施方式)

[0167] 接下来, 对本发明的第五实施方式进行说明。

[0168] 图 13 是进行第五实施方式的医疗用系统的校准的情况下的前端部的立体图。在本实施方式中, 控制部 50 进行针对前端部 34 在处置器具通道 29 的中心线方向上的进退量的校准, 这一点与上述实施方式不同。

[0169] 如图 13 所示, 处置部 27 通过处置器具驱动部 32 而以位置 A1 与位置 A2 之间的行程长度 L1 进退移动。

[0170] 图 14 是进行第五实施方式的医疗用系统的校准的情况下的一例的流程图。如图 14 所示, 首先, 获取内窥镜装置 3 的图像信息 59 (获取内窥镜图像, 步骤 ST801)。

[0171] 接下来, 通过图案匹配而从内窥镜装置 3 的图像信息 59 中检测处置器具 21 (通过图案匹配从图像中检测处置器具, 步骤 ST802)。

[0172] 接着, 在检测出的处置器具 21 中提取标识部 (特征点) X (提取特征点, 步骤 ST803)。

[0173] 并且, 使用所提取的标识部 X 来计算处置器具 21 的进退量 (计算处置器具进退量, 步骤 ST804)。

[0174] 图 15 是进行第五实施方式的医疗用系统的校准的情况下的另一例的流程图。

[0175] 本实施方式中的校准也可以使用在上述第一实施方式中说明的光流。即, 如图 15 所示, 首先, 获取内窥镜装置 3 的最新的图像信息 59。然后, 获取前一次的内窥镜装置 3 的图像信息 59, 通过计算两个图像信息 59 的偏差来计算内窥镜前端的移动方向和移动距离 (根据最新的内窥镜图像信息与前一次的内窥镜图像信息的差分来计算内窥镜前端的移动方向和移动距离, 步骤 ST901)。

[0176] 接下来, 计算处置器具 21 的前端部 34 的进退量 (计算处置器具进退量, 步骤 ST902)。

[0177] 根据第五实施方式, 通过使用处置部 27 在内窥镜装置 3 的图像信息 59 中的进退量来进行校准, 从而即使存在线 38 的特性变动, 也能够进行校准。

[0178] (第六实施方式)

[0179] 接下来, 对本发明的第六实施方式进行说明。

[0180] 图 16 是进行第六实施方式的医疗用系统的校准的情况下的前端部的立体图。在本实施方式中, 控制部 50 进行针对前端部 34 在与处置器具通道 29 的中心线垂直的方向上的平行移动量的校准, 这一点与上述实施方式不同。

[0181] 如图 16 所示, 在这种情况下, 代替关节部 22 而使用处置部 27 在内窥镜装置 3 的图像信息 59 中的平行移动量来进行校准。处置部 27 通过处置器具驱动部 32 而以位置 B1 与位置 B2 之间的行程长度 L2 平行移动。

[0182] 图17是进行第六实施方式的医疗用系统的校准的情况下的一例的流程图。如图17所示,首先,获取内窥镜装置3的图像信息59(获取内窥镜图像,步骤ST1101)。

[0183] 接下来,通过图案匹配从内窥镜装置3的图像信息59中检测处置器具21(通过图案匹配而从图像中检测处置器具,步骤ST1102)。

[0184] 接着,在所检测出的处置器具21中提取标识部(特征点)X(提取特征点,步骤ST1103)。

[0185] 并且,使用所提取的标识部X来计算处置器具21的平行移动量(计算处置器具平行移动,步骤ST1104)。

[0186] 图18是进行第六实施方式的医疗用系统的校准的情况下的另一例的流程图。本实施方式中的校准也可以使用在上述第一实施方式中说明的光流。即,如图18所示,首先,获取内窥镜装置3的最新的图像信息59。然后,获取前一次的内窥镜装置3的图像信息59,通过计算两个图像信息59的偏差来计算内窥镜前端的移动方向和移动距离(根据最新的内窥镜图像信息与前一次的内窥镜图像信息的差分来计算内窥镜前端的移动方向和移动距离,步骤ST1201)。

[0187] 接下来,计算处置器具21的前端部34的平行移动量(计算处置器具平行移动量,步骤ST1202)。

[0188] 根据第六实施方式,通过使用处置部27在内窥镜装置3的图像信息59中的平行移动量来进行校准,从而即使存在线38的特性变动,也能够进行校准。

[0189] 以上,参照附图对本发明的实施方式及其变形例进行了详细说明,但具体的结构并不限于该实施方式,也包含不脱离本发明的主旨的范围的设计变更等。并且,在上述的各实施方式中所示的结构要素能够适当组合来构成。本发明不受上述的说明限定,仅受附加的权利要求限定。

[0190] 产业上的可利用性

[0191] 根据上述本发明的各实施方式,能够提供一种即使存在线的特性变动也能够进行校准的医疗用系统和处置器具的校准方法。

[0192] 标号说明

[0193] 1:医疗用系统;2:主操作装置;3:内窥镜装置;4:从操作装置;5:主臂;6:显示装置;7:载置台;8:多关节机器人;21:处置器具;22:关节部;23:观察装置;24:插入部;25:外套管驱动部(驱动部);26:外套管;27:处置部;29:处置器具通道;30:摄像部;31:照明部;32:处置器具驱动部(驱动部);33:柔性部;34:前端部;35:电动机;36:编码器;37:驱动侧旋转体;38:线;39:从动侧旋转体;40:臂部;50:控制部;51:主控制部;52:从控制部;53:校准部;54:图像处理部;55:补偿量运算部;56:处置器具信息存储部;57:参数表(表);58:输入(操作输入);59:图像信息;Op:操作人员;X:标识部。

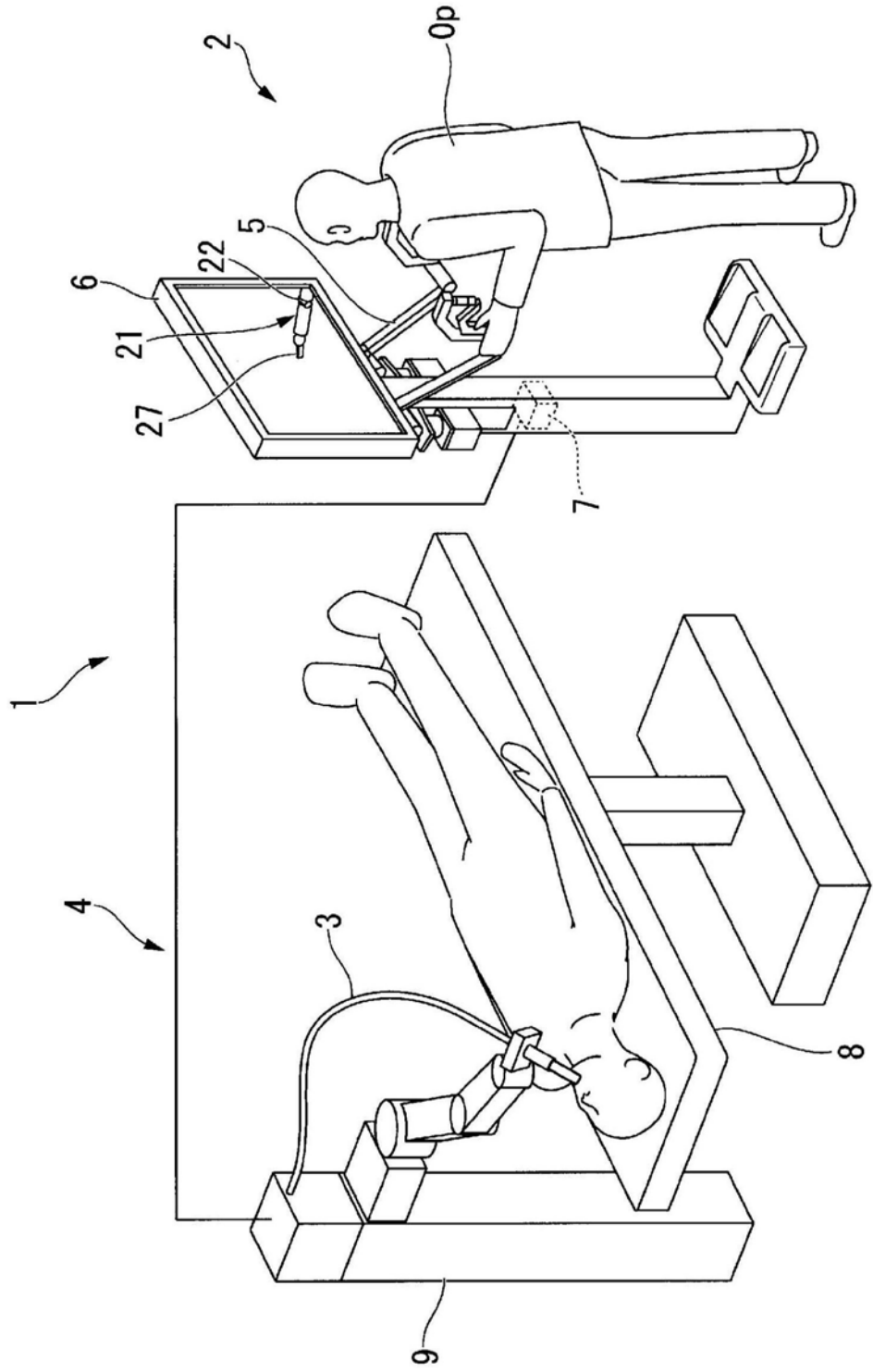


图1

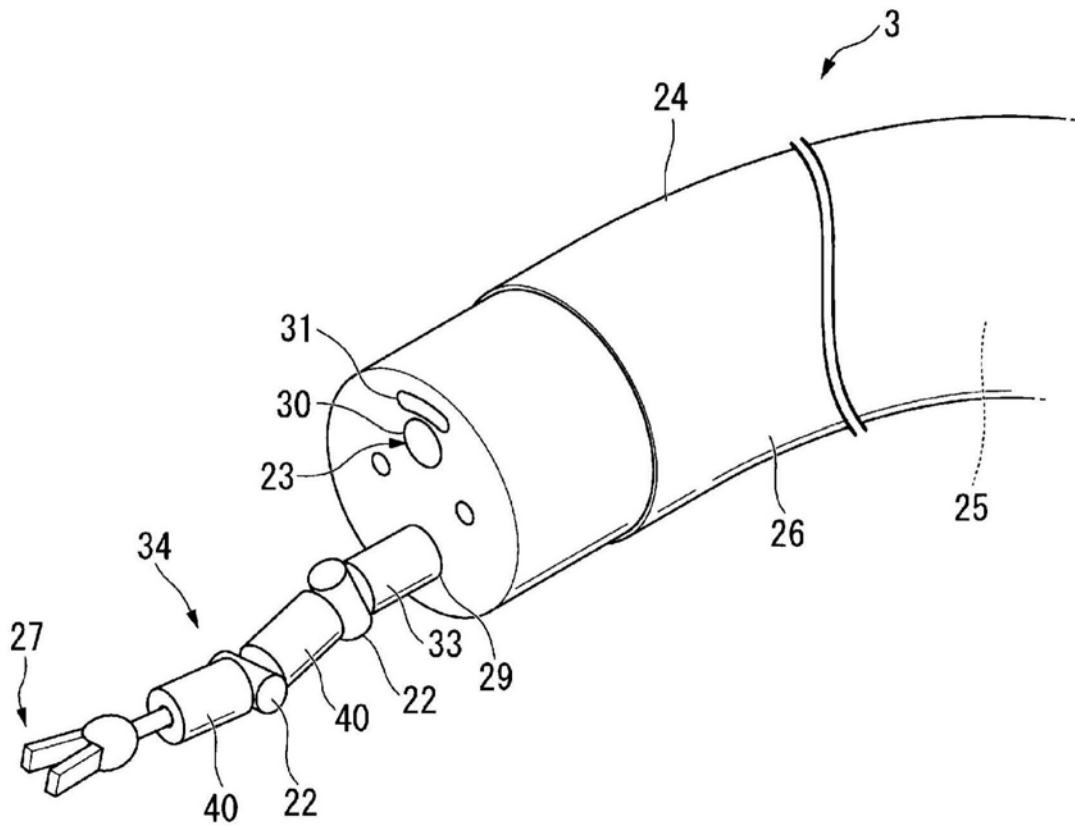


图2

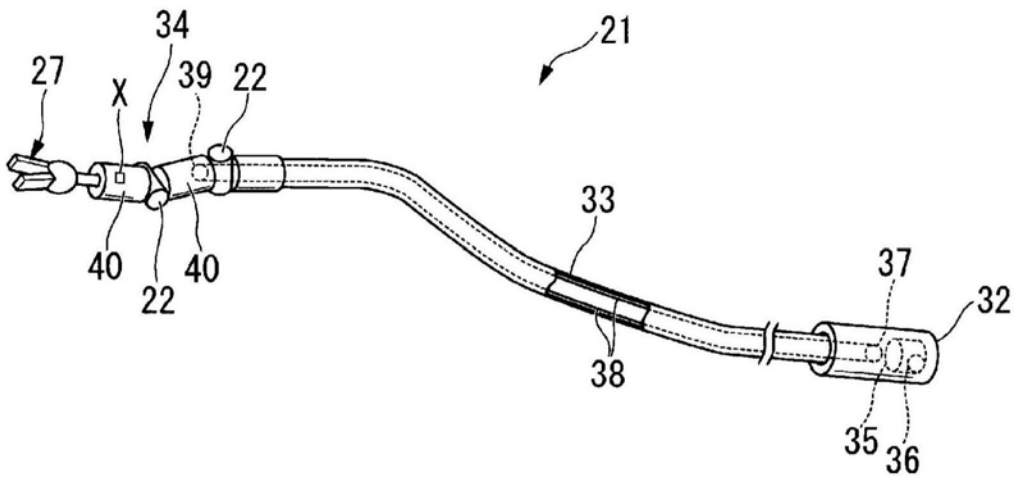


图3

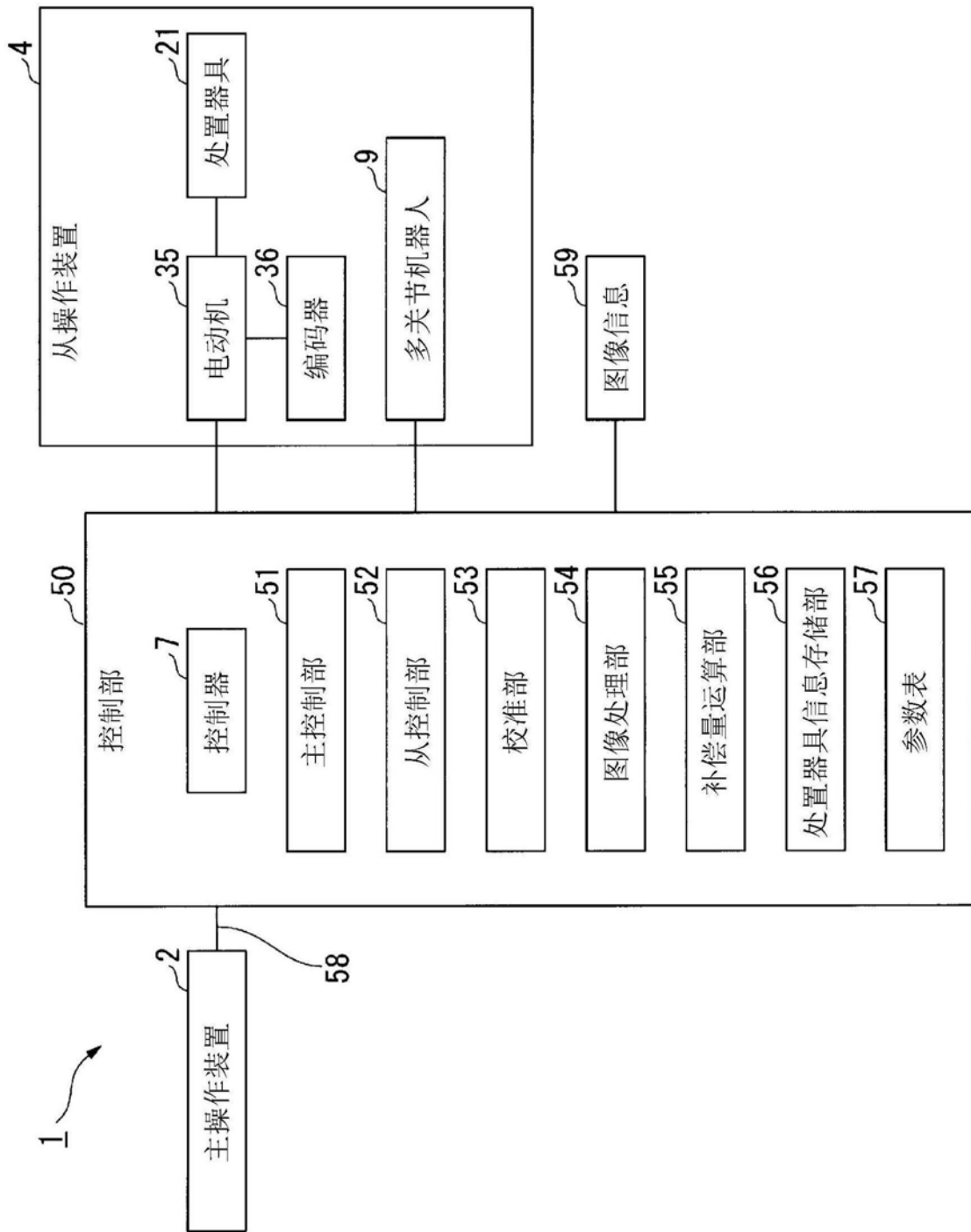


图4

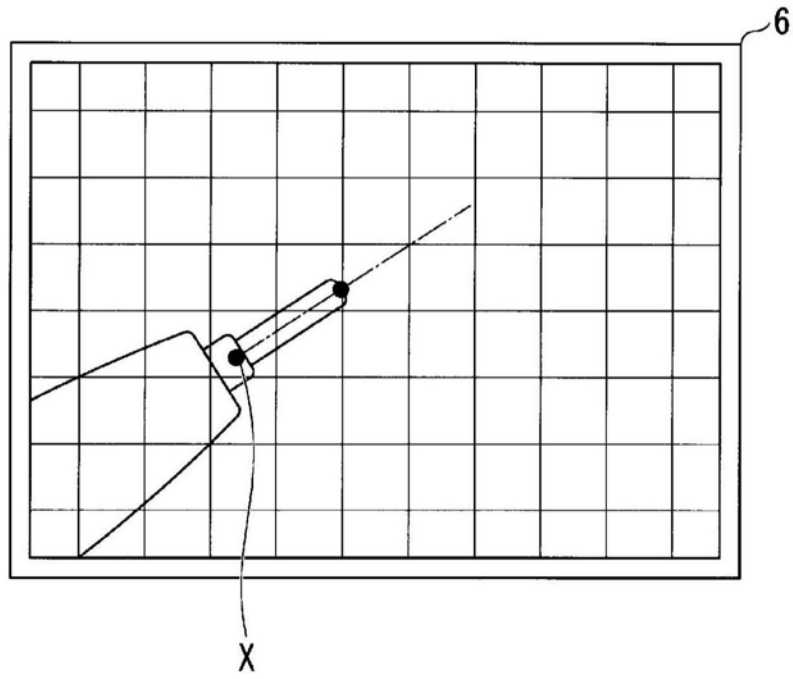


图5

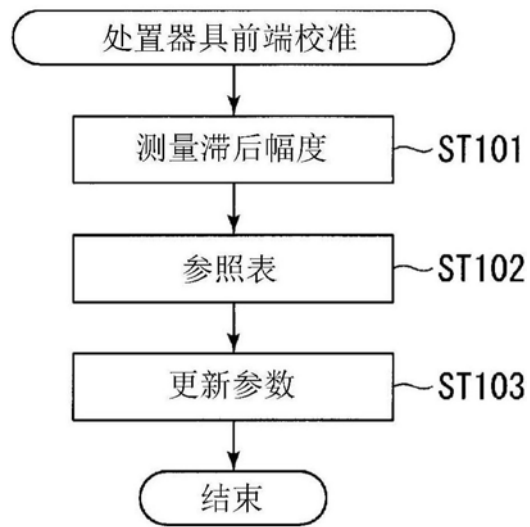


图6

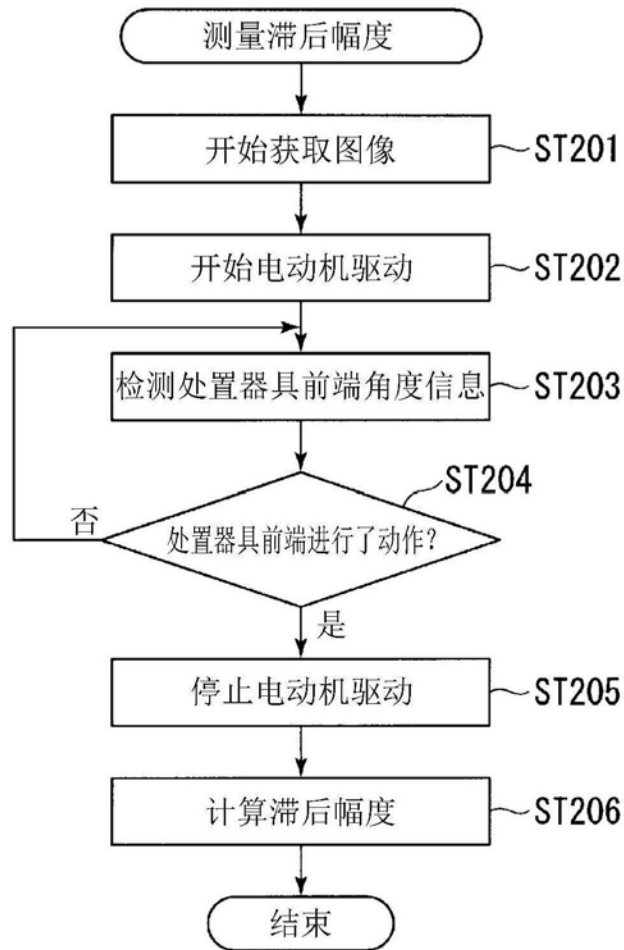


图7

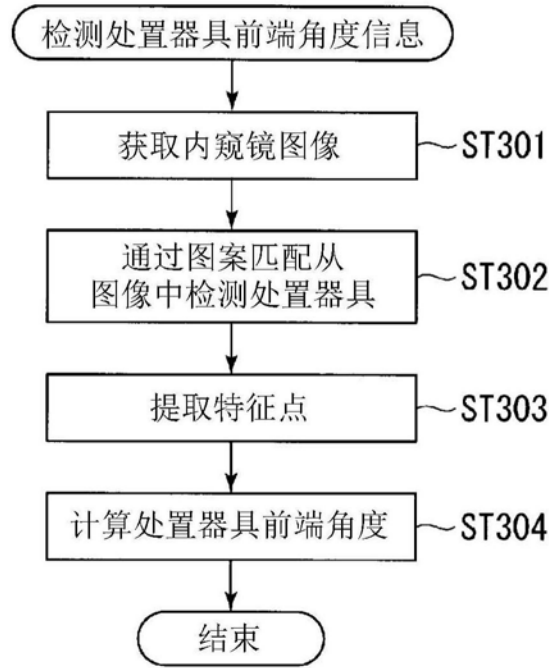


图8

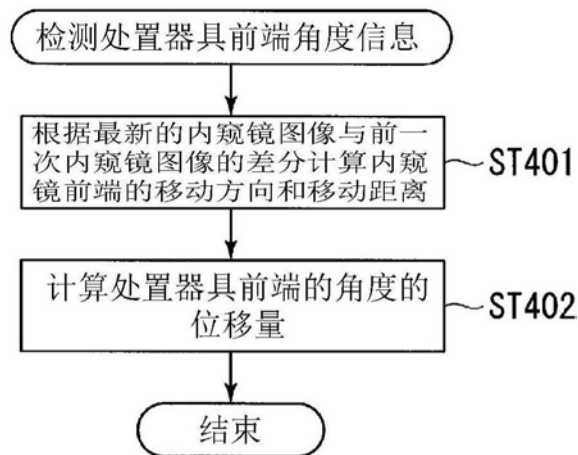


图9

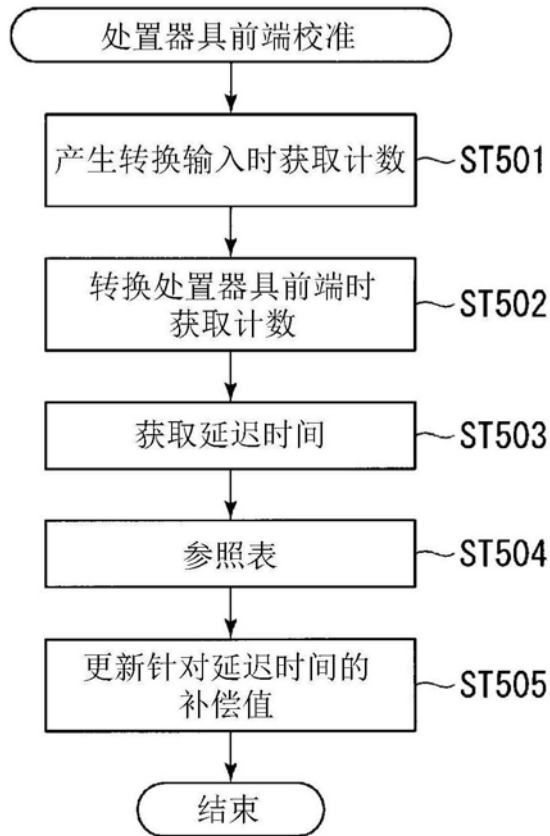


图10

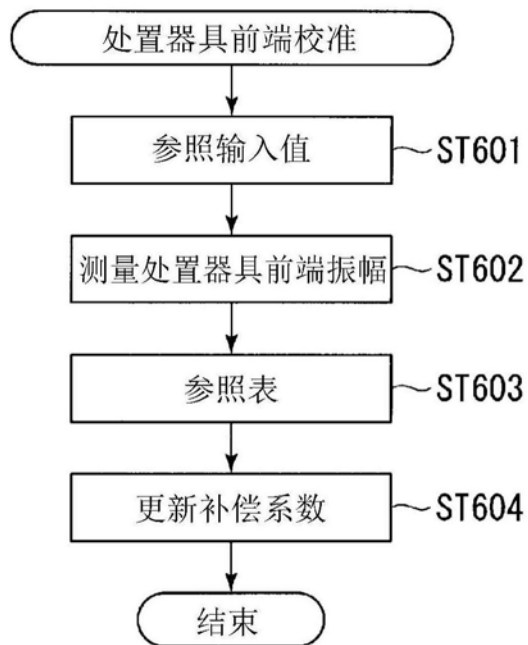


图11

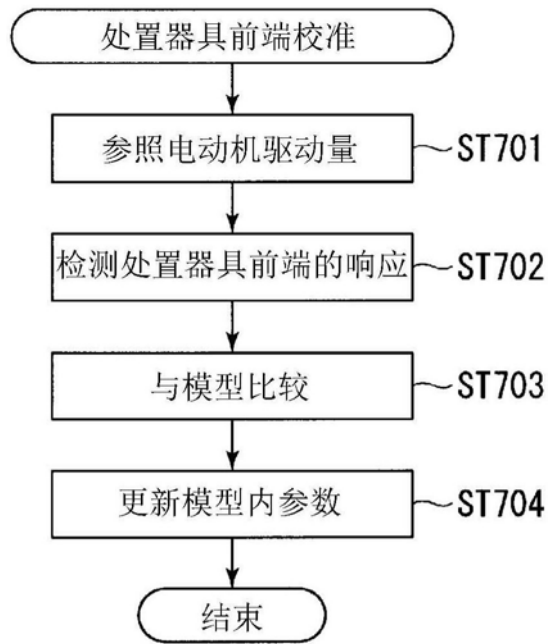


图12

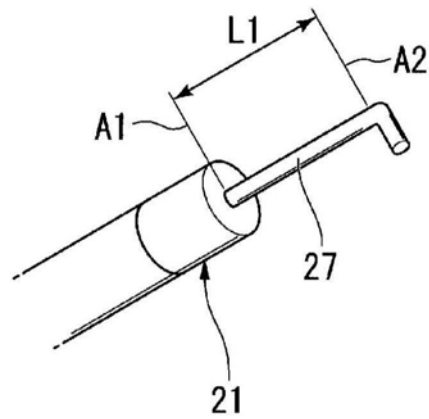


图13

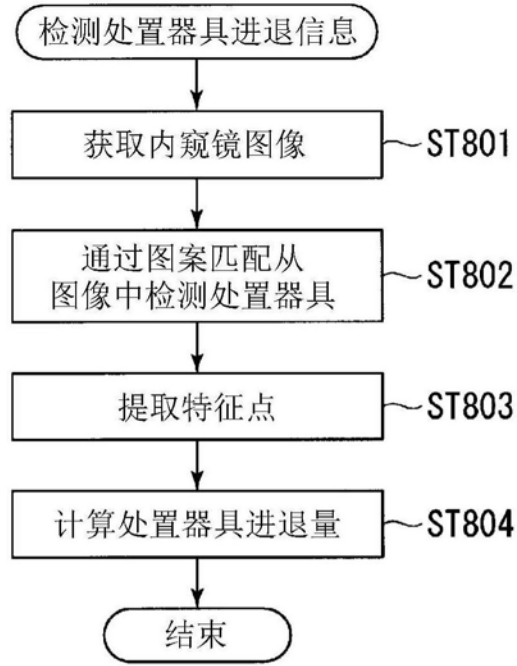


图14

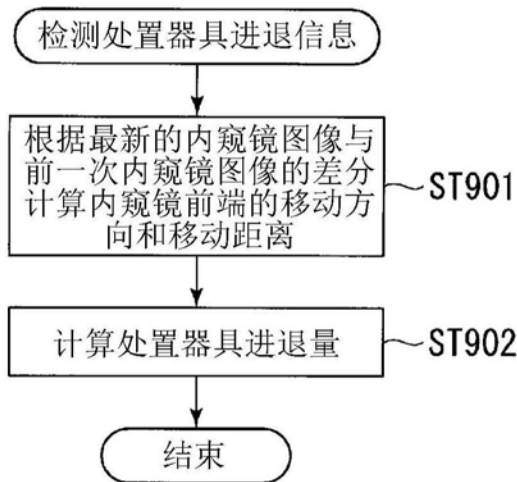


图15

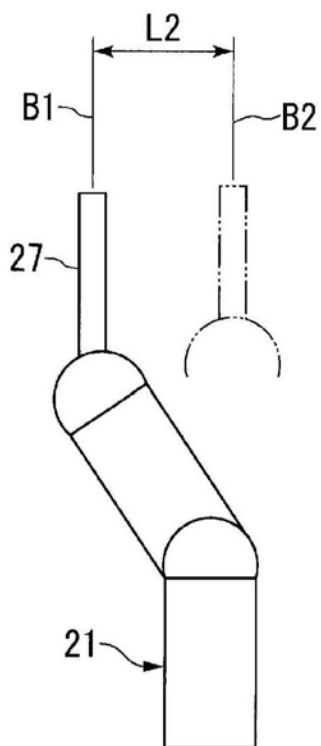


图16

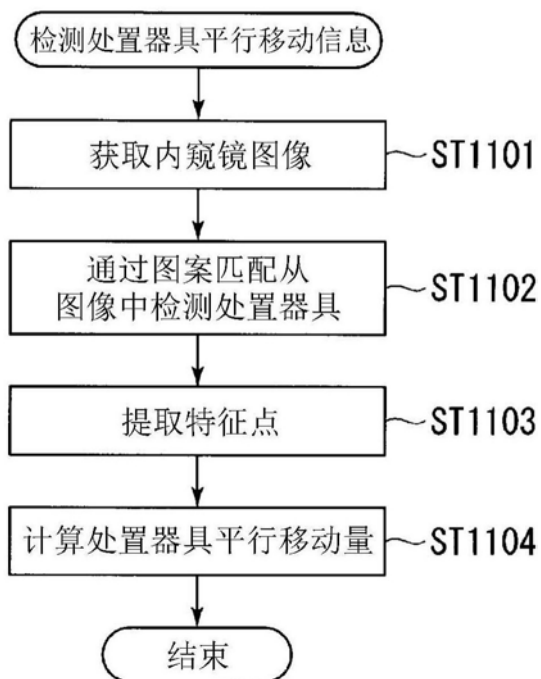


图17

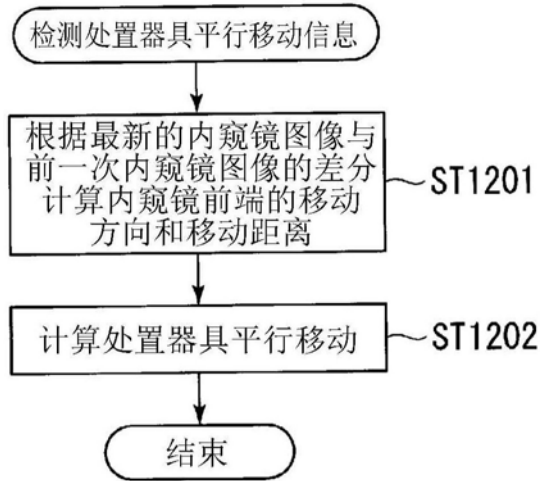


图18

专利名称(译)	医疗用系统以及处置器具的校准方法		
公开(公告)号	CN105979848B	公开(公告)日	2018-02-13
申请号	CN201580007642.7	申请日	2015-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	饭田雅敏 畠山直也 若井浩志		
发明人	饭田雅敏 畠山直也 若井浩志		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B34/30 B25J3/00 B25J19/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00057 A61B1/00087 A61B1/04 A61B34/30 A61B2017/00725 A61B2034/2065 A61B2034/301 A61B2090/364 B25J9/1692 G02B23/2476 A61B1/00006 A61B1/00045 A61B1/00059 A61B1/0051 A61B1/05 A61B34/20 A61B34/37		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014036824 2014-02-27 JP		
其他公开文献	CN105979848A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的医疗用系统具有：处置器具，其具有处置部、关节部、挠性管部以及驱动部；内窥镜装置，其具有保持所述处置器具的外套管和能够获取至少包含所述关节部的图像的摄像部；以及控制部，其控制所述处置器具的动作，所述控制部具有：表，其具有用于使所述关节部进行动作的参数；控制器，其根据所述参数对所述驱动部发出控制所述驱动部的指令；图像处理部，其根据图像来计算所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个；以及补偿量运算部，其根据由所述图像处理部计算出的所述关节部的位置与姿势中的至少任意一个检测所述关节部的位移，并生成对所述指令与所述关节部的位移之间的差分进行补偿的补偿值，并将所述补偿值编入到所述参数中。

