



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109890310 A

(43)申请公布日 2019.06.14

(21)申请号 201780067868.5

(22)申请日 2017.10.24

(30) 优先权数据

2016-217751 2016.11.08 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.04.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IP2017/038399 2017.10.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/088203 EN 2018.05.17

(71)申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72)发明人 新井淳 神川康久 小久保亘

松田康宏

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 余刚

(51) Int.Cl.

A61B 34/00(2006.01)

A61B 34/30(2006.01)

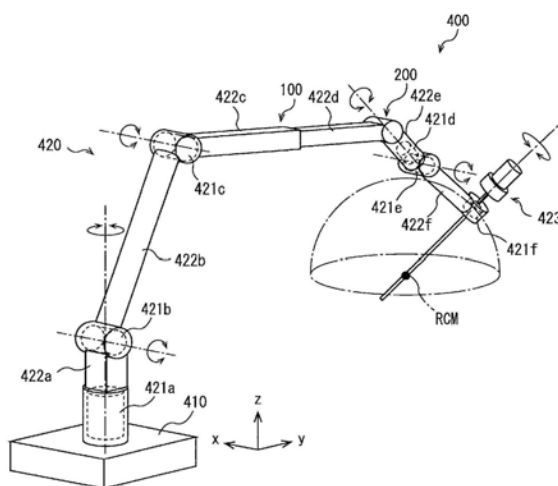
权利要求书2页 说明书31页 附图14页

(54)发明名称

医疗支撑臂装置

(57)摘要

提供了一种医疗支撑系统,包括支撑臂和
处理电路,其中,该支撑臂具有一个或多个活动
关节以及一个或多个被动耦合机构,该处理电路
被配置为获得指示由于一个或多个被动耦合机
构的移动而引起的变化的信息并且基于所获得
的指示该变化的信息控制一个或多个活动关节。



1. 一种医疗支撑系统, 包括:
支撑臂, 包括
一个或多个活动关节, 以及
一个或多个被动耦合机构; 以及
处理电路, 被配置为
获得指示由于所述一个或多个被动耦合机构的移动而引起的变化的信息, 并且
基于所获得的指示所述变化的信息控制所述一个或多个活动关节。
2. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述变化是所述支撑臂的重心的偏移。
3. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述一个或多个被动耦合机构包括至少一个被动关节和被动滑动机构。
4. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述一个或多个被动耦合机构没有致动器。
5. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 至少一个所述活动关节包括连接至所述处理电路的致动器。
6. 根据权利要求5所述的医疗支撑系统, 其中, 所述致动器包括转矩传感器。
7. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 至少一个所述被动耦合机构的移动是由于使用者操作而引起的。
8. 根据权利要求3所述的医疗支撑系统, 其中, 至少一个所述被动关节是非致动的旋转关节。
9. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述支撑臂能够通过所述一个或多个被动耦合机构的移动而变形, 以辅助需要所述支撑臂的特定构造的手术过程。
10. 根据权利要求3所述的医疗支撑系统, 其中, 所述支撑臂的所述被动滑动机构位于活动关节和被动关节之间。
11. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述支撑臂包括两个或更多个活动关节。
12. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 进一步包括: 医疗成像设备,
其中, 所述医疗成像设备耦接至所述支撑臂。
13. 根据权利要求12所述的医疗支撑系统, 其中, 所述医疗成像是内窥镜或者手术显微镜。
14. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述一个或多个被动耦合机构位于两个活动关节之间。
15. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 当所述支撑臂具有至少六个自由度时, 所述一个或多个被动耦合机构被布置为比布置在所述支撑臂的远端上的至少三个活动关节更靠近所述支撑臂的近端。
16. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述一个或多个被动耦合机构包括将所述支撑臂分为远端和近端的可拆卸机构。
17. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述一个或多个被动耦合机构包括能够多级位移的被动机构。
18. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述一个或多个被动耦合机构包括被

动滑动机构以及检测所述被动滑动机构的位移量的传感器。

19. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 其中, 所述支撑臂包括多个活动关节, 并且所述处理电路进一步被配置为使用其中所述多个活动关节被协作控制的全身协作控制来控制所述多个活动关节。

20. 根据权利要求3所述的医疗支撑系统, 其中, 基于被动滑动机构的位移量或者基于检测出的至少一个被动关节的变化来获得所述指示变化的信息。

21. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 进一步包括姿态传感器。

22. 根据权利要求1所述的医疗支撑系统, 进一步包括产生恢复力的弹簧或弹性体。

23. 一种医疗设备, 包括:

处理电路, 被配置为获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动而引起的变化的信息, 并且

基于所获得的指示所述变化的信息控制一个或多个活动关节。

24. 一种医疗图像处理方法, 包括:

获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动而引起的变化的信息; 并且

基于所获得的指示所述变化的信息控制一个或多个活动关节。

医疗支撑臂装置

[0001] 相关申请的交叉引证

[0002] 本申请要求于2016年11月8日提交的日本在先专利申请JP2016-217751的权益,其全部内容通过引证结合于本文中。

技术领域

[0003] 本公开内容涉及医疗支撑臂装置。

背景技术

[0004] 在医疗领域中,其中某个医疗工具被支撑在前端的支撑臂装置正被广泛用于更精确且更迅速地执行工作。通常,支撑臂装置设置有臂单元,该臂单元由其中多个连杆通过关节单元彼此接合的多连杆结构构成,并且通过控制在多个关节单元中的旋转驱动,总体上控制支撑臂装置的驱动。在手术期间等使用的医疗支撑臂装置中,为了支撑诸如内窥镜或显微照相机等设备或者保持器官的目的,要求安全性,使得在操作该装置时不会出现使用者非故意的操作。为了满足操作期间对安全性的此类要求,存在使用力控制致动器以实现臂单元的全身协作控制的执行的医疗支撑臂装置。

[0005] 例如,专利文献1公开了一种医疗支撑臂装置,其中多个关节单元中的每一个设置有用于检测作用在相关关节单元上的转矩的转矩传感器,并且根据检测到的转矩驱动每个致动器以控制每个关节单元的操作。在这种医疗支撑臂装置中,控制每个致动器以抵消作用在臂单元上的重力,同时此外,控制致动器以辅助臂单元沿着从外部额外施加的力的方向的运动。

[0006] 引用列表

[0007] 专利文献

[0008] PTL 1:WO 2015/046081

发明内容

[0009] 技术问题

[0010] 对于医疗支撑臂装置,要求更紧凑以便保证在手术期间医生具有足够的视野和工作空间,或者以便不阻碍在手术室内布置多台设备。然而,对于医疗支撑臂装置,尽管要求更紧凑的装置,但是根据手术技术的内容或目的,所要求的自由度或可移动范围大。为了满足自由度或可移动范围的要求,臂单元中的关节单元的数量必须增加,或者组成臂单元的每个连杆的长度必须加长。以此方式,对于医疗支撑臂装置,理想的是满足更紧凑装置以及高自由度或宽可移动范围的冲突要求。

[0011] 因此,本公开内容提出了缓和装置的体积增加同时还能够实现臂单元的高自由度或宽可移动范围的新型的改善的医疗支撑臂装置。

[0012] 问题的解决方案

[0013] 根据本公开内容的实施方式,提供了一种医疗支撑系统,该医疗支撑系统包括支

撑臂和处理电路,其中,该支撑臂具有一个或多个活动关节以及一个或多个被动耦合机构,该处理电路被配置为获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动引起的变化的信息并且基于所获得的指示该变化的信息控制一个或多个活动关节。

[0014] 根据本公开内容的另一实施方式,提供了一种包括处理电路的医疗设备,该处理电路被配置为获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动引起的变化的信息,并且基于所获得的指示该变化的信息控制一个或多个活动关节。

[0015] 根据本公开内容的另一实施方式,提供了一种医疗图像处理方法,该方法包括获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动引起的变化的信息,并且基于所获得的指示该变化的信息控制一个或多个活动关节。

[0016] 本发明的优势效果

[0017] 根据上述本公开内容的实施方式,可以缓和装置的体积增加,同时,可以实现臂单元的高自由度或宽可移动范围。

[0018] 应注意,上述效果不必是限制性的。利用或代替上述效果,可以实现本说明书中描述的任何一种效果或可以从本说明书中理解的其他效果。

附图说明

[0019] [图1]图1是示出了可以应用根据本公开内容的实施方式的医疗支撑臂装置的内窥镜手术系统的示意性构造的实例的示意图。

[0020] [图2]图2是示出了图1中示出的摄像头和CCU的功能构造的实例的框图。

[0021] [图3]图3是示出了根据本公开内容的实施方式的医疗支撑臂装置的示例性构造的立体图。

[0022] [图4]图4是示意性地示出了根据实施方式的医疗支撑臂装置的说明性示意图。

[0023] [图5]图5是示出了设置在活动关节单元中的致动器的示例性构造的截面图。

[0024] [图6]图6是示出了被动滑动机构的示例性构造的说明性示意图。

[0025] [图7]图7是从上观看的图6中示出的被动滑动机构的说明性示意图。

[0026] [图8]图8是沿箭头的方向观看的图6中的I-I截面的截面图。

[0027] [图9]图9是沿箭头的方向观看的图6中的II-II截面的截面图。

[0028] [图10]图10是示出了其中被动滑动机构的滑动量被改变的状态的说明性示意图。

[0029] [图11]图11是示出了被动关节单元的示例性构造的说明性示意图。

[0030] [图12]图12是从下观看的图11中示出的被动关节单元的说明性示意图。

[0031] [图13]图13是沿箭头的方向观看的图11中的III-III截面的截面图。

[0032] [图14]图14是用于说明被动关节单元的可拆卸范围的说明性示意图。

[0033] [图15]图15是示出了医疗支撑臂装置的示例性构造的框图。

[0034] [图16]图16是示出了由于被动滑动机构的滑动操作导致的重心偏移的说明性示意图。

[0035] [图17]图17是示出了由于被动关节单元的旋转操作导致的重心偏移的说明性示意图。

[0036] [图18]图18是示出了通过控制单元的驱动控制过程的流程图。

[0037] [图19]图19是用于说明重力补偿机构的说明性示意图。

具体实施方式

[0038] 在下文中,将参考附图详细描述本公开内容的优选实施方式。在本说明书和附图中,具有基本相同的功能和结构的结构元件利用相同的参考标号表示,并且省略对这些结构元件的重复说明。

[0039] 在下文中,按照以下顺序进行说明。

[0040] 1.内窥镜手术系统的基本构造

[0041] 1-1.内窥镜

[0042] 1-2.设置在手推车上的各种设备

[0043] 1-3.医疗支撑臂装置的示意性构造

[0044] 1-4.光源设备

[0045] 1-5.摄像头和CCU

[0046] 2.医疗支撑臂装置的特定的构造实例

[0047] 2-1.支撑臂装置的外观

[0048] 2-2.活动关节单元的示例性构造

[0049] 2-3.被动式变形机构

[0050] 2-3-1.被动滑动机构

[0051] 2-3-2.被动关节单元

[0052] 3.控制装置的示例性构造

[0053] 3-1.全身协作控制

[0054] 3-1-1.虚拟力计算过程

[0055] 3-1-2.实际力计算过程

[0056] 3-2.理想关节控制单元

[0057] 3-3.臂单元的质量特性信息的应用

[0058] 4.支撑臂装置的控制方法的实例

[0059] 5.变形例

[0060] 6.结论

[0061] <<1.内窥镜手术系统的基本构造>>

[0062] 首先,将描述可以应用根据本公开内容的实施方式的医疗支撑臂装置(在下文中,还简称为“支撑臂装置”)的内窥镜手术系统的基本构造。

[0063] 图1是示出了可以应用根据本公开内容的实施方式的医疗支撑臂装置的内窥镜手术系统5000的示意性构造的实例的示图。图1示出了其中外科医生(医生)5067正在使用内窥镜手术系统5000对躺在病床5069上的患者5071进行手术的情形。如示图所示,内窥镜手术系统5000由内窥镜5001、其他手术仪器5017、支撑内窥镜5001的支撑臂装置5027和在其上设置用于内窥镜手术的各种装置的手推车5037构成。

[0064] 在内窥镜手术中,代替通过切开腹壁打开腹部,将称为套管针的管状开孔工具5025a至5025d用于在多个位置刺破腹壁。随后,从套管针5025a至5025d将内窥镜5001的透镜管5003和其他手术仪器5017插入到患者5071的体腔中。在示出的实例中,作为其他手术仪器5017,将气腹管5019、能量治疗工具5021和钳子5023插入到患者5071的体腔中。进一步地,能量治疗工具5021是利用高频电流或超声波振动切割并烧蚀组织或者密封血管等的治

疗工具。然而,示图中示出的手术仪器5017仅是实例,并且例如,还可以将通常用于内窥镜手术的任何各种类型的手术仪器(诸如,镊子和牵引器)用作手术仪器5017。

[0065] 通过内窥镜5001拍摄的患者5071的体腔内部的手术部位的图像显示在显示设备5041上。外科医生5067在实时观看显示在显示设备5041上的手术部位的图像的同时使用能量治疗工具5021和钳子5023来进行治疗,诸如切除患部。应注意,尽管从示图中省略了,但是气腹管5019、能量治疗工具5021和钳子5023在手术期间由诸如外科医生5067或助手的人握持。

[0066] <1-1. 内窥镜>

[0067] 内窥镜5001由从前端的一定长度的区域插入到患者5071的体腔中的透镜管5003以及连接至透镜管5003的底端的摄像头5005构成。在示图中示出的实例中,示出了被配置为具有硬质的透镜管5003的所谓的硬质镜的内窥镜5001,但是内窥镜5001还可以被配置为具有软质透镜管5003的所谓的软质镜。

[0068] 在透镜管5003的前端上,提供了安装物镜的开口。光源设备5043连接至内窥镜5001。通过光源设备5043生成的光通过在透镜管5003内部延伸的光导引导到透镜管5003的前端,并且通过物镜照射向患者5071的体腔内部的观察目标。应注意,内窥镜5001可以是直视镜、斜视镜或侧视镜。

[0069] 摄像头5005内设置有光学系统和图像传感器,并且来自观察目标的反射光(观察光)通过光学系统在图像传感器上聚集。观察光通过图像传感器光电转换,并且生成对应于观察光的电信号,或者换言之,生成对应于观察图像的图像信号。图像信号作为RAW数据传输到摄像机控制单元(CCU) 5039。应注意,摄像头5005设置有通过适当地驱动光学系统调节放大倍数和焦距的功能。

[0070] 应注意,为了支持立体视觉(3D显示)等,例如,摄像头5005还可以设置有多多个图像传感器。在这种情况下,在透镜管5003内设置有多多个中继光学系统以将观察光引导至多个图像传感器中的每一个。

[0071] <1-2. 设置在手推车上的各种设备>

[0072] CCU 5039由诸如中央处理单元(CPU)和图形处理单元(GPU)等部件构成,并且集中控制内窥镜5001和显示设备5041的操作。具体地,例如,CCU 5039对从摄像头5005接收的图像信号进行各种类型的图像处理用于基于图像信号显示图像,诸如,显影处理(去马赛克处理)。CCU5039将已经进行了这种图像处理的图像信号提供至显示设备5041。另外,CCU 5039将控制信号传输至摄像头5005以控制其驱动。控制信号可包括与成像参数如放大倍数或焦距有关的信息。

[0073] 显示设备5041在CCU 5039的控制下基于经受CCU 5039的图像处理的图像信号显示图像。在其中内窥镜5001支持以诸如4K(3840个水平像素×2160个竖直像素)或者8K(7680个水平像素×4320个竖直像素)的高分辨率成像,和/或支持3D显示的情况下,例如,与每个部件兼容且能够高分辨率显示和/或能够3D显示的设备可以用作显示设备5041。在其中支持以诸如4K或8K的高分辨率成像的情况下,具有55英寸或更大尺寸的设备可以用作显示设备5041,从而获得甚至更深的沉浸式感测。另外,根据该应用,还可以提供具有不同分辨率和尺寸的多个显示设备5041。

[0074] 例如,光源设备5043由诸如发光二极管(LED)等光源构成,并且当使手术部位成像

时为内窥镜5001供应照射光。

[0075] 例如,臂控制设备5045由诸如CPU等处理器构成,并且通过根据某种程序操作,根据某种控制方法控制支撑臂装置5027的臂单元5031的驱动。

[0076] 输入设备5047是相对于内窥镜手术系统5000的输入接口。通过输入设备5047,使用者能够将各种信息和指令输入到内窥镜手术系统5000中。例如,通过输入设备5047,使用者输入与手术相关的各种信息,诸如,有关患者的物理信息以及有关手术流程的信息。如另一实例,通过输入设备5047,使用者输入驱动臂单元5031的指令、通过内窥镜5001改变成像的成像参数的指令(诸如,照射光的类型、放大倍数和焦距)、驱动能量治疗工具5021的指令等。

[0077] 输入设备5047的类型不受限制,并且输入设备5047可以是任何各种已知类型的输入设备。例如,诸如鼠标、键盘、触摸板、开关、脚踏开关5057和/或操纵杆等设备可以应用为输入设备5047。在触摸板用作输入设备5047的情况下,触摸板可以设置在显示设备5041的显示屏幕上。

[0078] 可替换地,例如,输入设备5047是由使用者佩戴的设备,诸如,眼镜型的可佩戴设备或头戴式显示器(HMD),并且根据通过这些设备检测到的使用者的手势或目光来执行各种输入。另外,输入设备5047包括能够检测使用者的移动的摄像机,并且根据从通过摄像机成像的图像检测到的使用者的姿势或目光来执行各种输入。此外,输入设备5047包括能够拾取使用者的声音的麦克风,并且通过经由麦克风的语音来执行各种输入。以此方式,通过将输入设备5047配置为能够以非接触方式接收各种类型的信息的输入,具体地,属于干净区域的使用者(例如,外科医生5067)变得能够以非接触方式操作属于非干净区域的设备。另外,因为使用者变得能够操作设备而无需使用者的手远离使用者正在保持的工具,因此改善使用者的便利性。

[0079] 治疗工具控制设备5049控制能量治疗工具5021的驱动以烧灼或切割组织,密封血管等。为了确保内窥镜5001的视野和确保外科医生的工作空间的目的,气腹设备5051通过气腹管5019将气体传递到体腔中以使患者5071的体腔充气。记录仪5053是能够记录与手术有关的各种信息的设备。打印机5055是能够将与手术有关的各种类型的信息以诸如文本、图像或图表等各种形式打印的设备。

[0080] <1-3. 医疗支撑臂装置的示意性构造>

[0081] 支撑臂装置5027设置有从底座单元5029延伸的臂单元5031。在示出的实例中,臂单元5031由多个关节单元5033a、5033b和5033c以及多个连杆5035a和5035b构成,并且通过来自臂控制设备5045的控制命令驱动。内窥镜5001由臂单元5031支撑,从而控制位置和姿态。利用该布置,可以实现将内窥镜5001锁定在稳定位置中。

[0082] 支撑臂装置5027配备有用作底座的底座单元5029、以及从底座单元5029延伸的臂单元5031。在示出的实例中,臂单元5031由多个关节单元5033a、5033b和5033c以及由关节单元5033b连接的多个连杆5035a和5035b构成,但是在图1中,为了简化起见,以简化的方式示出了臂单元5031的配置。实际上,可以适当地设定诸如关节单元5033a至5033c和连杆5035a和5035b的形状、数量和布置等因素、以及关节单元5033a至5033c的旋转轴线的方向,使得臂单元5031具有期望的自由度。例如,臂单元5031优选地可以被配置为具有六个或更多个自由度。利用这种布置,可以在臂单元5031的可移动范围内自由移动内窥镜5001,并且

因此,变得可以从期望的方向将内窥镜5001的透镜管5003插入到患者5071的体腔中。

[0083] 关节单元5033a至5033c设置有致动器,并且关节单元5033a至5033c被配置为根据致动器的驱动可围绕某个旋转轴线旋转。通过利用臂控制设备5045控制致动器的驱动,控制关节单元5033a至5033c中的每一个的旋转角,并且控制臂单元5031的驱动。利用这种布置,可以实现对内窥镜5001的位置和姿态的控制。此时,臂控制设备5045能够利用任何各种已知类型的控制方法(诸如,受力控制或者位置控制)控制臂单元5031的驱动。

[0084] 例如,通过使外科医生5067经由输入设备5047(包括脚踏开关5057)执行合适的操作输入,可以根据操作输入通过臂控制设备5045合适地控制臂单元5031的驱动,并且可以控制内窥镜5001的位置和姿态。通过这种控制,在将臂单元5031的前端上的内窥镜5001从任意位置移动至任意位置之后,可以将内窥镜5001固定地支撑在新的位置处。应注意,还可以通过所谓的主从方法操作臂单元5031。在这种情况下,可以经由安装在远离手术室的地方中的输入设备5047由使用者远程操作臂单元5031。

[0085] 另外,在其中施加受力控制的情况下,臂控制设备5045可以接收来自使用者的外力,并且驱动关节单元5033a至5033c中的每一个的致动器,使得臂单元5031响应于还称为动力辅助控制的外力平稳移动。利用这种布置,当使用者移动臂单元5031同时直接接触臂单元5031时,臂单元5031可以利用相对轻的力移动。因此,变得可以利用较简单的操作更直观地移动内窥镜5001,并且可以改善使用者的便利性。

[0086] 在本文中,在内窥镜手术中,一般地,内窥镜5001由称为内窥镜操作者(scopist)的医生握持。相反,通过使用支撑臂装置5027,变得可以在不用手的情况下保持更可靠地固定的内窥镜5001的位置,并且因此可以不断获得手术部位的图像,使得可以平稳地执行手术。

[0087] 应注意,臂控制设备5045不一定必须设置在手推车5037上。另外,臂控制设备5045不一定必须是单个设备。例如,可以将臂控制设备5045分别设置在支撑臂装置5027的臂单元5031的关节单元5033a至5033c中的每一个中,并且多个臂控制设备5045可以彼此协作来实现臂单元5031的驱动控制。

[0088] <1-4.光源设备>

[0089] 当使手术部位成像时,光源设备5043将照射光供给内窥镜5001。例如,光源设备5043由LED配置的白色光源、激光源或者这两个的结合构成。此时,在通过RGB激光源的结合配置白色光源的情况下,可以利用高精度度控制每个颜色(每个波长)的输出强度和输出时间,并且因此可以利用光源设备5043调整所捕捉的图像的白平衡。另外,在这种情况下,通过来自各个RGB激光源的激光以分时的方式照射观察目标,并且与照射时间同步控制摄像头5005的图像传感器的驱动,还可以以分时的方式捕捉分别对应于R、G和B的图像。根据这种方法,可以在不提供具有滤色器的图像传感器的情况下获得彩色图像。

[0090] 另外,还可以控制光源设备5043的驱动,以便改变光的强度以便每当一定时间量过去时输出。通过与改变光强度的时间同步控制摄像头5005的图像传感器的驱动以便以分时的方式获取图像,并且将图像合成在一起,可以生成没有所谓的耀眼的黑色和过度曝光的白色的高动态范围的图像。

[0091] 此外,光源设备5043还可以被配置为能够供应对应于特殊成像的某个波长段的光。至于特殊成像,例如,利用身体组织对光吸收的波长依赖性,并且与普通观察期间的照

射光(即,白光)相比,光以窄频带被辐射从而以高对比度使某些组织(诸如,粘膜表面部分的血管等)成像,还被称为窄频带成像(NBI)。可替换地,至于特殊成像,还可以进行利用通过辐射激发光生成的荧光获得图像的荧光观察。至于荧光观察,可以利用激发光照射身体组织并且从身体组织观察荧光(自身荧光观察),或者将诸如吲哚菁绿(ICG)等试剂注射到身体组织局部,同时还利用对应于该试剂的荧光波长的激发光照射该身体组织以获得荧光图像等。光源设备5043能够供应对应于这种特殊成像的窄频带光和/或激发光。

[0092] <1-5. 摄像头和CCU>

[0093] 参考图2将更详细地描述内窥镜5001的摄像头5005和CCU 5039的功能。图2是示出了图1中示出的摄像头5005和CCU 5039的功能构造的实例的框图。

[0094] 参考图2,功能上地,摄像头5005包括透镜单元5007、成像单元5009、驱动单元5011、通信单元5013和摄像头控制单元5015。另外,功能上地,CCU 5039包括通信单元5059、图像处理单元5061和控制单元5063。摄像头5005和CCU 5039可通过传输电缆5065双向通信地连接。

[0095] 首先,将描述摄像头5005的功能构造。透镜单元5007是设置在连接至透镜管5003的部件中的光学系统。从透镜管5003的前端拍摄的观察光被引导至摄像头5005,并且入射在透镜单元5007上。透镜单元5007由多个透镜的结合构成,包括变焦透镜和聚焦透镜。透镜单元5007的光学特性被调节为将观察光聚集在成像单元5009中的图像传感器的感光面上。另外,变焦透镜和聚焦透镜被配置为能够移动光轴上的位置以便调节捕捉图像的放大倍数和焦点。

[0096] 成像单元5009由图像传感器构成,并且被布置在透镜单元5005的下游。通过透镜单元5007的观察光被聚集在图像传感器的感光面上,并且通过光电转换,生成对应于观察图像的图像信号。通过成像单元5009生成的图像信号提供至通信单元5013。

[0097] 例如,至于组成成像单元5009的图像传感器,使用具有能够彩色成像的Bayer阵列的互补金属氧化物半导体(CMOS)类型的图像传感器。例如,应注意,能够捕捉4K或更大的高分辨率图像的传感器可以用作图像传感器。通过获得手术部位的高分辨率图像,外科医生5067变得能够更详细地掌握手术部位的状态,并且更平稳地进行手术。

[0098] 另外,组成成像单元5009的图像传感器包括与3D显示对应的用于分别获取右眼和左眼的图像信号的一对图像传感器。通过呈现3D显示,外科医生5067变得能够更精确地掌握手术部位处的生物组织的深度。应注意,如果成像单元5009具有多芯片配置,则透镜单元5007同样设置有对应于每一个图像传感器的多个子系统。

[0099] 另外,成像单元5009不一定被设置在摄像头5005中。例如,成像单元5009还可以设置在透镜管5003内部,直接在物镜的后面。

[0100] 驱动单元5011由致动器构成,并且在摄像头控制单元5015的控制下,以沿着光轴的某些距离移动透镜单元5007的变焦透镜和聚焦透镜。利用这种布置,可以适当地调节通过成像单元5009捕捉的图像的放大倍数和焦点。

[0101] 通信单元5013由用于将各种信息传输至CCU 5039和从CCU 5039接收的各种信息的通信设备。通信单元5013通过传输电缆5065将从成像单元5009获取的图像信号作为RAW数据传输至CCU 5039。此时,为了在低延迟下显示手术部位的捕捉图像,图像信号优选地通过光通信传输。这是因为在手术期间,外科医生5067在经由捕捉图像观察患部的状态的同

时进行手术,并且因此为了更安全和更可靠的手术,要求尽可能实时显示手术部位的移动图像。在执行光通信的情况下,通信单元5013设置有将电信号转换为光信号的光电转换模块。图像信号通过光电转换模块被转换为光信号,然后通过传输电缆5065被传输至CCU 5039。

[0102] 另外,通信单元5013从CCU 5039接收用于控制摄像头5005的驱动的控制信号。例如,控制信号包括与成像参数有关的信息,诸如,指定捕捉图像的帧速率的信息、指定成像期间的曝光值的信息和/或指定捕捉图像的放大倍数和焦点的信息。通信单元5013将所接收的控制信号提供至摄像头控制单元5015。应注意,还可以通过光通信传输来自CCU 5039的控制信号。在这种情况下,通信单元5013设置有用于将光信号转换为电信号的光电转换模块,从而控制信号通过光电转换模块转换为电信号,然后将其提供至摄像头控制单元5015。

[0103] 应注意,基于获取的图像信号通过CCU 5039的控制单元5063自动设定上述成像参数,诸如,帧速率、曝光值、放大倍数和焦点。换言之,在内窥镜5001中设置了所谓的自动曝光(AE)功能、自动聚焦(AF)功能和自动白平衡(AWB)功能。

[0104] 摄像头控制单元5015基于经由通信单元5013接收的CCU 5039的控制信号来控制摄像头5005的驱动。例如,摄像头控制单元5015基于指定捕捉图像的帧速率的信息和/或指定成像期间的曝光值的信息控制成像单元5009的图像传感器的驱动。如另一实例,基于指定捕捉图像的放大倍数和焦点的信息,摄像头控制单元5015经由驱动单元5011适当地移动透镜单元5007的变焦透镜和聚焦透镜。此外,摄像头控制单元5015还可以设置有存储用于识别透镜管5003和摄像头5005的信息的功能。

[0105] 应注意,通过将诸如透镜单元5007和成像单元5009的配置的部件布置在高度气密且防水的密封结构内部,摄像头5005可以承受高压灭菌过程。

[0106] 接下来,将描述CCU 5039的功能结构。通信单元5059由用于将各种信息传输至摄像头5005和从摄像头5005接收各种信息的通信设备组成。通信单元5059通过传输电缆5065接收从摄像头5005传输的图像信号。此时,如先前描述的,图像信号优选地可以通过光通信传输。在这种情况下,为了支持光通信,通信单元5059设置有将光信号转换为电信号的光电转换模块。通信单元5059将转换为电信号的图像信号提供至图像处理单元5061。

[0107] 另外,通信单元5059将用于控制摄像头5005的驱动的控制信号传输至摄像头5005。控制信号还可以通过光通信传输。

[0108] 图像处理单元5061对由从摄像头5005传输的RAW数据制成的图像信号进行各种类型的图像处理。例如,图像处理包括各种类型的公认的信号处理,诸如,显影处理、图像质量改善处理(诸如,频带增强处理、超分辨率处理、噪音减弱(NR)处理和/或抖动校正处理)和/或放大处理(数字缩放处理)。另外,图像处理单元5061对图像信号进行检波处理以执行AE、AF和AWB。

[0109] 图像处理单元5061由诸如CPU或GPU等处理器制成,并且通过根据某个程序使处理器操作,可以执行上述图像处理和检波处理。应注意,在图像处理单元5061由多个GPU制成的情况下,图像处理单元5061合适地划分与图像信号有关的信息,并且利用多个GPU同时执行图像处理。

[0110] 控制单元5063进行关于通过内窥镜5001的手术部位的成像和从其捕捉的图像的

显示的各种控制。例如,控制单元5063生成用于控制摄像头5005的驱动的控制信号。此时,在其中由使用者输入成像参数的情况下,控制单元5063基于使用者的输入生成控制信号。可替换地,在内窥镜5001设置有AE功能、AF功能和AWB功能的情况下,控制单元5063根据通过图像处理单元5061的检波处理的结果合适地计算最佳曝光值、焦距和白平衡,并且生成控制信号。

[0111] 此外,控制单元5063使得显示设备5041基于通过图像处理单元5061经受图像处理的图像信号显示手术部位的图像。此时,控制单元5063使用任何各种类型的图像识别技术识别手术部位图像中的各种对象。例如,通过检测包括在手术部位图像中的对象的边缘形状、颜色等特征,控制单元5063能够识别诸如钳子等手术仪器、特定的身体部位、流血、在使用能量治疗工具5021期间的雾气等。当使得显示设备5041显示手术部位的图像时,控制单元5063使用识别结果将各种手术辅助信息覆盖在手术部位的图像上。通过为外科医生5067覆盖和提供手术辅助信息,变得可以更安全且可靠地进行手术。

[0112] 连接摄像头5005和CCU 5039的传输电缆5065是支持电信号的通信的电信号电缆、支持光通信的光纤、或者上述的复合电缆。

[0113] 此时,在示出的实例中,使用传输电缆5065以有线的方式执行通信,但是还可以无线执行摄像头5005和CCU 5039之间的通信。在无线执行这两者之间的通信的情况下,不再需要将传输电缆5065铺设在手术室内部,并且因此,可以解决传输电缆5065阻挡手术室内部的医务人员的移动的情形。

[0114] 因此以上描述了可以应用根据本公开内容的实施方式的医疗支撑臂装置的内窥镜手术系统5000的实例。此处应注意,尽管作为一个实例描述了内窥镜手术系统5000,但是可以应用根据本公开内容的实施方式的技术的系统不限于该实例。例如,根据本公开内容的实施方式的医疗支撑臂装置还可以应用于用于检查的软式内窥镜系统或显微镜手术系统。

[0115] <<2.医疗支撑臂装置的特定的构造实例>>

[0116] 接下来,将详细描述根据本公开内容的实施方式的医疗支撑臂装置的特定的构造实例。在下文中描述的支撑臂装置是被配置为在臂单元的前端上支撑内窥镜的支撑臂装置的实例,但是本实施方式不限于该实例。

[0117] <2-1.支撑臂装置的外观>

[0118] 首先,将参考图3描述根据本实施方式的支撑臂装置400的示意性构造。图3是示出了根据本实施方式的支撑臂装置400的外观的示意图。

[0119] 根据本实施方式的支撑臂装置400设置有底座单元410和臂单元420。底座单元410是支撑臂装置400的底座,并且臂单元420从底座单元410延伸。另外,尽管在图3中未示出,但是集中地控制支撑臂装置400的控制单元还可以设置在底座单元410内部,并且可以通过控制单元来控制臂单元420的驱动。例如,控制单元由诸如CPU或DSP等任何各种类型的信号处理电路构成。

[0120] 臂单元420包括多个活动关节单元421a至421f、多个连杆422a至422f、以及用作设置在臂单元420的前端上的前端单元的内窥镜设备423。

[0121] 连杆422a至422f是近似棒形的构件。连杆422a的一端经由活动关节单元421a接合至底座单元410,同时连杆422a的另一端经由活动关节单元421b接合至连杆422b的一端,并

且此外,连杆422b的另一端经由活动关节单元421c接合至连杆422c的一端。连杆422的另一端经由被动滑动机构100接合至连杆422d,并且此外,连杆422d的另一端经由被动关节单元200接合至连杆422e的一端。连杆422e的另一端经由活动关节单元421d和421e接合至连杆422f的一端。内窥镜设备423经由活动关节单元421f接合至臂单元420的前端,或者换言之,接合至连杆422f的另一端。以此方式,底座单元410用作支点,并且多个连杆422a至422f的端部通过活动关节单元421a至421f、被动滑动机构100和被动关节单元200彼此接合,从而组成从底座单元410延伸的臂形状。

[0122] 通过控制设置在该臂单元420的每一个活动关节单元421a至421f中的致动器的驱动,控制内窥镜设备423的位置和姿态。在本实施方式中,内窥镜设备423的前端进入作为手术部位的患者的体腔中,并且使手术部位的部分区域成像。然而,设置在臂单元420的前端上的前端单元不限于内窥镜设备423,并且任何各种类型的医疗工具可连接至臂单元420的前端作为前端单元。以此方式,根据本公开内容的实施方式的支撑臂装置400被配置为设置有医疗工具的医疗支撑臂装置。

[0123] 此时,在下文中,如图3所示,将通过定义坐标轴来描述支撑臂装置400。另外,上下方向、前后方向和左右方向将被限定为与坐标轴匹配。即,相对于安装在地板上的底座单元410的上下方向被定义为z轴方向和上下方向。另外,与z轴正交且臂单元420从底座单元410延伸的方向(换言之,其中内窥镜设备423相对于底座单元410被放置的方向)被定义为y轴方向和前后方向。此外,与y轴和z轴正交的方向被定义为x轴方向和左右方向。

[0124] 活动关节单元421a至421f将连杆彼此旋转地接合。每一个活动关节单元421a至421f包括致动器,并且包括通过致动器的驱动围绕某个旋转轴被旋转地驱动的旋转机构。例如,通过分别控制每一个活动关节单元421a至421f中的旋转驱动,可以控制臂单元420的驱动,以便延伸或收缩(折叠)臂单元420。在本文中,例如,可以通过已知的整体协作控制和理想关节控制来控制活动关节单元421a至421f的驱动。如上所述,因为活动关节单元421a至421f包括旋转机构,因此,在以下描述中,活动关节单元421a至421f的驱动控制具体意味着活动关节单元421a至421f的旋转角和/或生成的转矩(通过活动关节单元421a至421f生成的转矩)被控制。

[0125] 被动滑动机构100是被动式变形机构的一个模式,并且接合连杆422c和连杆422d以便允许连杆沿某个方向彼此前进或退缩。例如,被动滑动机构100可以接合连杆422c和连杆422d,以便允许相对于彼此线性运动。然而,连杆422c和连杆422d的前进或退缩移动不限于线性移动,并且还可以是沿形成弧形的方向的前进或退缩移动。例如,在被动滑动机构100上由使用者执行前进或退缩运动的操作,从而改变连杆422c的一端上的活动关节单元421c与被动关节单元200之间的距离。利用该布置,可以改变臂单元420的整体形态。随后将详细描述被动滑动机构100的构造。

[0126] 被动关节单元200是被动式变形机构的一个模式,并且接合连杆422d和连杆422e以便允许连杆相对于彼此旋转。旋转移动的操作由使用者在被动关节单元200上执行,例如,从而改变在连杆422d和连杆422e之间获得的角度。利用该布置,可以改变臂单元420的整体形态。随后将详细描述被动关节单元200的构造。

[0127] 应注意,在本说明书中,“臂单元的姿势”指的是以下臂单元的状态:其中相邻的活动关节单元与接入的一个或多个连杆之间的距离是固定的,并且可以由于设置在活动关节

单元421a至421f中的致动器的驱动控制而由控制单元改变。同时,“臂单元的形态”指的是以下臂单元的状态:可以响应于在被动式变形机构上执行的操作而改变,从而改变相邻的活动关节单元与接入的连杆之间的距离,或者改变在接合相邻的活动关节单元的连杆之间获得的角度。

[0128] 根据本实施方式的支撑臂装置400包括六个活动关节单元421a至421f,并且相对于臂单元420的驱动实现六个自由度。换言之,通过由控制单元对六个活动关节单元421a至421f的驱动控制,来实现支撑臂装置400的驱动控制,被动滑动机构100和被动关节单元200不受控制单元的驱动控制。

[0129] 具体地,如图3所示,活动关节单元421a、421d和421f被设置为使分别连接的连杆422a和422e的纵向以及连接的内窥镜设备423的成像方向成为旋转轴方向。活动关节单元421b、421c和421e被设置为使x轴方向成为旋转轴方向,x轴方向是分别连接的连杆422a至422c、422e和422f以及内窥镜设备423的接合角度在y-z平面(由y轴和z轴定义的平面)中关于其改变的方向。以此方式,在本实施方式中,活动关节单元421a、421d和421f具有执行所谓的偏转的功能,同时活动关节单元421b、421c和421e具有执行所谓的俯仰的功能。

[0130] 通过具有臂单元420的这种构造,关于根据本实施方式的支撑臂装置400中的臂单元420的驱动,实现了六个自由度,并且因此可以在臂单元420的可移动范围内自由移动内窥镜设备423。在图3中,半球形被示出为内窥镜设备423的可移动范围的一个实例。如果半球形中心点RCM(运动的远程中心)是通过内窥镜设备423成像的手术部位的成像中心,通过在内窥镜设备423的成像中心被锁定至半球形中心点的状态下使得内窥镜设备423在半球形的半球表面上移动,可以从各个角度使手术部位成像。

[0131] 图4是示出了根据本实施方式的支撑臂装置400的构造的示意图。支撑臂装置400的臂单元420在根侧上接合至底座单元410,并且朝向在其上支撑内窥镜设备(未示出)的前端侧延伸。布置在前端侧上的三个活动关节单元421d、421e和421f主要具有利用三个自由度固定内窥镜设备的操作并且改变成像方向的功能。同时,布置在根部上的三个活动关节单元421a、421b和421c主要具有改变内窥镜设备的位置的功能。换言之,在根据本实施方式的支撑臂装置400中,通过根侧上的活动关节单元421a、421b和421c的旋转驱动决定支撑在前端侧上的内窥镜设备的大致位置,与此同时,通过前端侧上的活动关节单元421d、421e和421f的旋转驱动决定内窥镜设备的成像方向。

[0132] 此外,支撑臂装置400的臂单元420的根部分,例如,连杆422a和底座单元410之间的接合部分还可以设置有用于检测臂单元420总体上相对于水平方向的倾斜度的姿态传感器450。通过姿态传感器450检测出的臂单元420总体上的倾斜度用于计算作用在臂单元420上的万有引力,并且控制单元能够使用计算的万有引力执行用于抵消重力的控制(在下文中还称为“重力补偿控制”)。至于这种姿态传感器450,例如,可以应用使用陀螺仪传感器和加速度传感器中的至少一个的传感器。

[0133] 在活动关节单元421c和活动关节单元421d之间设置了作为被动式变形机构的被动滑动机构100和被动关节单元200。换言之,被动式变形机构被布置为比布置在臂单元420的前端侧上的至少三个活动关节单元421d至421f更朝向根侧。因此,被动滑动机构100和被动关节单元200能够在不会对由前端侧上的三个活动关节单元421d至421f对内窥镜设备的成像方向进行的控制施加大影响的情况下改变臂单元420的可移动范围。然而,被动变形机

构的放置位置不局限于上述实例。无论被动式变形机构位于哪个位置,都可以改变臂单元420的形态。

[0134] 此时,在其中不设置被动式变形机构的情况下,如果臂单元420的自由度(活动关节单元的数量)和臂单元420中的每个连杆的长度被设计成容纳预计用于内窥镜设备的最大可移动范围,则对于其中极少自由度或小的可移动范围就已足够的手术技术来说,臂单元420本身变得过大。因此,臂单元420会使得外科医生的视野和工作空间变得被阻挡,或者阻碍其他设备在手术室内的布置。另外,如果臂单元420的自由度增加,则致动器的数量也增加,这会使得臂单元420的成本和重量增加。此外,通过使每个连杆的长度加长,设置在根侧上的活动关节单元421a中的致动器要求的输出增加,这会使得成本增加。

[0135] 相反,根据本实施方式的支撑臂装置400包括被动滑动机构100和被动关节单元200,并且因此能够改变臂单元420的一些活动关节单元之间的至少一个距离和一些连杆之间的角度。因此,利用支撑臂装置400,可以根据手术技术的目的和内容改变臂单元420的形态,并且可以确保合适的可移动范围。因此,可以使外科医生的视野和工作空间免受不必要地阻挡,并且使手术室内部的其他设备的布置免受不必要地阻碍。另外,利用支撑臂装置400,可以缓和成本增加以便保证合适的可移动范围,而无需增加不必要地自由度(活动关节单元的数量)。

[0136] <2-2. 活动关节单元的示例性构造>

[0137] 此时,将参考图5简要描述活动关节单元421a至421f的构造。应注意,在本文中,将描述活动关节单元421a至421f的构造、致动器430的构造,这是主要涉及活动关节单元421a至421f的旋转驱动的构造的一部分。活动关节单元421a至421f包括用于驱动臂单元420所必需的各种构造,诸如,用于连接或支撑连杆422a至422f和内窥镜设备423的支撑构件。在以上描述中和在以下描述中,臂单元420的关节单元的驱动还可以意味着活动关节单元421a至421f中的致动器430的驱动。

[0138] 图5是示出了设置在活动关节单元421a至421f中的致动器430的示例性构造的截面图。图5示出了在通过旋转轴的平面上切开的情况下的根据本实施方式的致动器430的截面图。

[0139] 参考图5,致动器430由电动机424、电动机驱动器425、减速齿轮426、编码器427和转矩传感器428构成。例如,致动器430是对应于受力控制的致动器。在致动器430中,电动机424的旋转通过减速齿轮426以某个减速比减速,并且经由输出轴被传输至其他下游构件。因此,其他构件被驱动。

[0140] 电动机424是产生旋转的驱动力的驱动机构。在电动机驱动器425的控制下,电动机424被驱动为生成对应于来自控制单元的转矩命令值的转矩。至于电动机424,例如,使用无刷电动机。然而,本实施方式不限于该实例,并且任何各种已知类型的电动机可以用作电动机424。

[0141] 电动机驱动器425是通过将电流供应至电动机424使电动机424旋转驱动的驱动电路(驱动集成电路(IC)),并且能够通过调节供应至电动机424的电流量来控制电动机424的旋转速度。电动机驱动器425通过将对应于来自控制单元的转矩命令值 τ 的电流供应给电动机424来驱动电动机424。

[0142] 此外,电动机驱动器425能够通过调节供应至电动机424的电流量来调节致动器

430的旋转运动上的粘性阻力系数。利用这种布置,变得可以在致动器430中的旋转运动上实行某种阻力,或者换言之,在活动关节单元421a至421f中的旋转运动上实行某种阻力。例如,活动关节单元421a至421f可以响应于从外部给予的力进入易于旋转的状态(换言之,其中臂单元420易于用手移动的状态),或者相反地,可以响应于从外部给予的力进入几乎不旋转的状态(换言之,其中臂单元420难以用手移动的状态)。

[0143] 减速齿轮426接合至电动机424的旋转轴(驱动轴)。减速齿轮426以某个减速比使接合的电动机424的旋转轴的旋转速度(换言之,输入轴的旋转速度)减小,并且传输至输出轴。在本实施方式中,减速齿轮426的构造不限于特定构造,并且任何各种已知类型的减速齿轮可以用作减速齿轮426。然而,例如,对于减速齿轮426,优选的是使用能够准确设定减速比的减速齿轮,诸如,谐波传动(注册商标)。此外,可以根据致动器430的应用合适地设定减速齿轮426的减速比。例如,在本实施方式中的将致动器430应用至支撑臂装置400的活动关节单元421a至421f的情况下,可以有利地使用具有约1:100的减速比的减速齿轮426。

[0144] 编码器427检测输入轴的旋转角(即,电动机424的转动轴的旋转角)。基于通过编码器427检测出的输入轴的旋转速度、以及减速齿轮426的减速比,可以获得诸如活动关节单元421a至421f的旋转角、旋转角速度和旋转角加速器等信息。对于编码器427,例如,可以使用任何各种已知类型的旋转编码器,诸如,磁式编码器或光学编码器。应注意,在示出的实例中,编码器427仅被设置在致动器430的输入轴上,但是用于检测致动器430的输出轴的旋转角等的编码器可以额外被设置为比减速齿轮426更下游。

[0145] 转矩传感器428连接至致动器430的输出轴,并且检测作用在致动器430上的转矩。转矩传感器428检测通过致动器430输出的转矩(生成的转矩)。此外,转矩传感器428还能够检测从外部给予致动器430的外部转矩。

[0146] 因此以上参考图5描述了设置在活动关节单元421a至421f中的致动器430的构造。在本文中,在本实施方式中,通过受力控制来控制臂单元420的行为。利用这种受力控制,在支撑臂装置400中,分别通过设置在每个致动器430中的编码器427和转矩传感器428检测每一个活动关节单元421a至421f的旋转角和作用在每一个活动关节单元421a至421f上的转矩。此时,通过转矩传感器428检测出的作用在每一个活动关节单元421a至421f上的转矩还可以包括作用在臂单元420和/或内窥镜设备423上的力。

[0147] 此外,在通过编码器427检测出的旋转角和通过转矩传感器428检测出的转矩值上,可以获取臂单元420的当前状态(诸如,位置和速度)。在支撑臂装置400中,基于获取的臂单元420的状态(臂状态),计算臂单元420执行期望目的的运动所必需的、要由设置在每个活动关节单元421a至421f中的致动器430生成的转矩,并且该转矩被用作驱动每一个活动关节单元421a至421f中的致动器430的控制值。

[0148] 应注意,图5中示出的构造仅示出了致动器430的一个示例性构造,并且本实施方式不限于该实例。至于致动器430,可以使用通常用在其行为通过受力控制来控制的各种设备中的任何各种已知类型的致动器。例如,在申请人的以前的专利诸如JP 2009-269102A和JP 2011-209099A中描述的构造还可以有利地用作致动器430。

[0149] 在根据本实施方式的支撑臂装置400中,致动器430和组成致动器的每个部件的构造不限于上述构造,并且还可以是另一个构造。

[0150] <2-3. 被动式变形机构>

[0151] 接下来,将描述被动式变形机构的示例性构造。如上所述,例如,被动式变形机构能够通过改变活动关节单元之间的距离或者通过改变在连杆之间获得的角度来改变臂单元420的形态。利用这种布置,可以根据手术技术的目的和内容确保臂单元420的可移动范围。在下文中,根据情况参考附图,将作为被动式变形机构的实例描述被动滑动机构100和被动关节单元200的示例性构造。

[0152] (2-3-1. 被动滑动机构)

[0153] 图6至图9是示出了被动滑动机构的示例性构造的说明性示图。图6是从与连杆422c和422d的纵向正交的方向观看的被动滑动机构100的侧视图。图7是从上观看的图6中示出的被动滑动机构100的示图。图8是沿箭头的方向观看的图6中示出的被动滑动机构100的I-I截面的示图,同时图9是沿箭头的方向观看的图6中示出的被动滑动机构100的II-II截面的示图。

[0154] 根据本实施方式的支撑臂装置400的被动滑动机构100接合布置在两个活动关节单元421c和421d之间的两个连杆422c和422d,以便允许连杆彼此前进或退缩。在连杆422c和连杆422d这两者中,与纵向正交的截面的形状形成近似U型(参见图9)。一个连杆422c的宽度大于另一个连杆422d的宽度,允许另一个连杆422d被布置在具有截面U型的一个连杆422c内部。具有截面U型的一个连杆422c的底部部分上的内面沿连杆422c的纵向设置有导轨部分110。例如,导轨部分110可以通过使用在连杆422c的底部部分中形成的轴套部件111和固定螺钉113固定至连杆422c,或者可以与连杆422c整体形成。

[0155] 具有截面U型的另一个连杆422d的底部部分上的外面设置有滑块120。滑块120具有沿连杆422d的纵向运行的沟槽部分121。沟槽部分121可滑动地安装到设置在一个连杆422c上的导轨部分110中。设置在一个连杆422c上的导轨部分110和设置在另一个连杆422d上的滑块120的沟槽部分121在沿相应的截面U型的深度方向延伸的表面上具有对应的凹凸形状。例如,滑块120的沟槽部分121可以滑动并且沿着导轨部分110的延伸方向从导轨部分110的端部嵌入。利用这种布置,形成允许两个连杆422b和422c附接和移除的机构。另外,在其中滑块120安装到导轨部分110中的状态下,滑块120还未脱离导轨部分110。

[0156] 滑块120可以通过使用固定螺钉125固定至连杆422d,或者可以与连杆422d整体形成。例如,滑块120可以设置在另一个连杆422d的端部上。在沟槽部分121通过导轨部分110引导的同时通过使滑块120沿导轨部分110的延伸方向移动,一个连杆422c和另一个连杆422d的相对的线性运动变得可行。

[0157] 在本实施方式中,被动滑动机构100能够以多级方式锁定一个连杆422c和另一个连杆422d的位置。换言之,被动滑动机构100允许两个连杆422c和422d以多级预设的滑动量(位移量)滑动。例如,一个连杆422c的端部的截面U型的一个侧面部分设置有定位销130和固定螺钉140。定位销130和固定螺钉140的末端能够穿过连杆422c的侧面部分并且前进到截面U型中。另外,在可以与一个连杆422c上的设置有定位销130和固定螺钉140的侧面部分对立的另一个连杆422d的截面U型的一个侧面部分上,设置了容纳定位销130的末端的多个定位孔131a、131b等、以及容纳固定螺钉140的末端的未示出的多个凹口。

[0158] 使用者通过将定位销130的末端插入到定位孔131a、131b等中的一个选定的定位孔中来设定两个连杆422c和422d的总长度。例如,可以采用以下配置:其中定位销130通过未示出的线圈弹簧朝向U型的内部偏压以允许末端前进到定位孔131a、131b等中,同时使用

者能够通过拉取定位销130从定位孔131a、131b等中取出末端。此外,使用者还可以通过紧固固定螺钉140将固定螺钉140的末端推到凹口中,并且从而锁定两个连杆422c和422d。

[0159] 图10示出了其中另一个连杆422d的滑动量相对于一个连杆422c改变的被动滑动机构100的状态。在图10中,定位销130被插入到紧挨着定位孔131a的定位孔131b中,在图6中定位孔131a中已经插入定位销130。换言之,在图10中示出的状态下的两个连杆422c和422d的总长度变得小于图6中示出的状态下的两个连杆422c和422d的总长度。通过这样做,使用者能够加长和缩短两个连杆422c和422d的总长度,并且根据手术技术的内容或目的改变臂单元420的形态。此外,在被动滑动机构100中,因为两个连杆422c和422d被锁定,因此可以在支撑臂装置400的驱动控制期间防止臂单元420的意外移动。

[0160] 定位孔131a、131b等以及凹口的数量不受具体限制。然而,在根据本实施方式的支撑臂装置400中,根据通过被动滑动机构100选择的臂单元420的形态,从预设的控制值中选择用于设置在活动关节单元421a至421f中的致动器430的驱动控制的控制值。因此,如果存在可以设定的连杆422c和422d的许多总长度,则也增加预设控制值的数量。因此,可以考虑到这个点形成适合数量的定位孔131a、131b等以及凹口。例如,三个定位孔131a、131b和131c以及凹口中的每一个可以设定为10cm间隔(参见图10)。

[0161] 定位销130和固定螺钉140的构造不限于上述实例。另外,两个连杆422c和422d通过其被定位的构造以及两个连杆422c和422d通过其被锁定在被动滑动机构100中的构造不限于上述实例。

[0162] 此外,被动滑动机构100还可以设置有检测两个连杆422c和422d的相对滑动量(位移量)的传感器150。通过提供这种传感器150,通过控制单元自动检测由使用者选择的被动滑动机构100的滑动量。利用这种布置,例如,控制单元能够根据通过传感器150检测出的被动滑动机构100的位移量改变活动关节单元421a至421f的控制值。例如,这种传感器150可以是非接触光学传感器。

[0163] 参考图9,如果描述其中使用透射式光遮断器用作传感器150的情况,例如,透射式光遮断器被设置为具有截面U型的一个连杆422c的底部部分的内侧上的传感器150。另外,用于位置检测的突出部分155被形成在具有截面U型的另一个连杆422d的底部部分的外侧表面上。这种突出部分155以与定位孔131a、131b等的数量相等的数量形成,例如,并且在一个定位孔131a、131b等被插入定位销130中的状态下,对应的突出部分将被放置在透射式光遮断器的内侧。

[0164] 在其中定位销130未插入任何定位孔131a、131b等中的状态下,透射式光遮断器的感光部分感测从发光部分发射的光。另一方面,在其中定位销130被插入一个定位孔131a、131b等中的状态下,通过突出部分155阻挡从发光部分发射的光,并且未被感光部分感测到。此时,例如,控制单元可以被配置为:在其中定位销130被插入每一个定位孔131a、131b等中的状态下,能够通过区分放置在透射式光遮断器内侧的每个突出部分155的布置状态(诸如,表面面积或位置)来检测被动滑动机构100的滑动量。

[0165] 传感器150不限于透射式光遮断器,并且还可以是反射式光遮断器,或者任何其他类型的传感器150。此外,例如,在本公开内容的技术中,传感器150不是必需的结构元件,并且控制单元还可以被配置为通过使使用者根据被动滑动机构100的滑动量而关于输入单元手动执行输入操作来获取有关被动滑动机构100的滑动量的信息。

[0166] 应注意,被动滑动机构100还可以通过交换两个连杆422c和422d进行配置。换言之,在图6中示出的被动滑动机构100中,设置有定位销130的连杆可以是前端侧上的连杆422d,同时设置有定位孔131a、131b等的连杆可以是根侧上的连杆422c。

[0167] (2-3-2. 被动关节单元)

[0168] 图11至图13是示出了被动关节单元200的示例性构造的说明性示图。图11是从与被动关节单元200的旋转轴Ax和连杆422d的纵向正交的方向观看的被动关节单元200的侧视图。图12是从下观看的图11中示出的被动关节单元200的示图,同时图13是沿箭头的方向观看的图11中示出的被动关节单元200的III-III截面的示图。

[0169] 根据本实施方式的支撑臂装置400的被动关节单元200接合布置在两个活动关节单元421c和421d之间的两个连杆422d和422e,以便允许连杆相对于彼此旋转。尽管连杆422d具有上述截面U型,但是连杆422e具有近似的圆柱形状。被动关节单元200包括附接至一个连杆422d的底板220、以及经由轴承225支撑的以便能够相对于底板220旋转的可移动部分210。可移动部分210被配置为另一个连杆422e的一端。旋转轴Ax与连杆422d的纵向和连杆422e的纵向这两者正交。因此,在连杆422e的一端上配置的可移动部分210由底板220沿与连杆422e的纵向正交的方向支撑。利用这种布置,两个连杆422d和422e的相对旋转变可行。

[0170] 例如,底板220通过使用固定螺钉211附接至一个连杆422d。换言之,如图14所示,在本实施方式中,被动关节单元200包括其中配置在另一个连杆422e的一端上的可移动部分210相对于底板220旋转支撑的机构,其中,这种底板220和可移动部分210形成可从一个连杆422d拆卸的联合体。一个连杆422d包括处于与底板220对立的位置处的开口部分209。

[0171] 底板220设置有编码器250。编码器250位于设置在连杆422d中的开口部分209的内部。底板220具有用作编码器外壳的功能,并且支撑用于编码器250的磁盘(永磁体)的支撑基板215被布置在底板220的内部。支撑基板215被配置为可与可移动部分210整体旋转。另外,在与底板220中的支撑基板215上的磁盘对立的位置处,设置了检测由于磁盘的相对旋转导致的磁场的变化的磁场检测元件255。利用该编码器250,可以检测出两个连杆422d和422e的相对旋转角(位移量)。

[0172] 在本实施方式中,被动关节单元200能够以多级方式设定一个连杆422d和另一个连杆422e之间的旋转角。换言之,被动关节单元200能够使两个连杆422d和422e以多级预设的旋转角(位移量)旋转。例如,定位销230和固定螺钉240被设置在固定至一个连杆422d的底板220上。例如,定位销230能够沿旋转轴Ax的延伸方向朝向支撑基板215前进。定位销230被布置在设置在连杆422d中的开口部分209的内部。例如,固定螺钉240能够沿与旋转轴Ax正交的径向朝向支撑基板215前进。

[0173] 此外,能够与配置为另一个连杆422e的一端的可移动部分210整体旋转的支撑基板215设置有容纳定位销230的末端的多个定位孔231以及容纳固定螺钉240的末端的多个切口241。然而,在图13中,仅示出了一个定位孔231和切口241。定位孔231被设置为沿旋转轴Ax的延伸方向穿过支撑基板215。切口241通过切掉支撑基板215的外圆周表面的部分凹陷形成。切口241被设置在允许固定螺钉240的末端在定位销230能够相对于每一个定位孔231前进的状态下前进的位置处。换言之,在示出的被动关节单元200的实例中,多个定位孔231布置的位置和多个切口241布置的位置关于作为中心的旋转轴Ax具有180度的相位偏

移。

[0174] 使用者通过将定位销230的末端插入到所选择的一个定位孔231中来设定在两个连杆422d和422e之间获得的角度。例如,可以采用其中定位销230通过未示出的线圈弹簧朝向定位孔231偏压以允许末端前进到定位孔231中的构造,同时使用者能够通过从定位孔231拉取定位销230来取出末端。此外,使用者通过紧固固定螺钉240将固定螺钉240的末端推到切口241中,从而锁定两个连杆422d和422e。通过这样做,使用者能够改变在两个连杆422d和422e之间获得的角度,并且根据手术技术的内容或目的改变臂单元420的形态。此外,在被动关节单元200中,因为两个连杆422d和422e被锁定,因此可以在支撑臂装置400的驱动控制期间防止臂单元420的意外移动。

[0175] 定位孔231和切口241的数量不受具体限制。然而,在根据本实施方式的支撑臂装置400中,根据通过被动关节单元200选择的臂单元420的形态,从预设的控制值中选择用于控制单元对设置在活动关节单元421a至421f中的致动器430进行的驱动控制的控制值。因此,如果存在可以设定的连杆422d和422e的许多旋转角,则也增加预设控制值的数量。因此,可以考虑到这个点形成合适数量的定位孔231和切口241。例如,六个定位孔231和切口241中的每一个可以设定为22.5度间隔。

[0176] 定位销230和固定螺钉240的构造不限于上述实例。另外,底板220和支撑基板215通过其被放置的构造以及底板220和支撑基板215通过其被锁定的构造不限于上述实例。

[0177] 此外,被动关节单元200设置有用作传感器以检测两个连杆422d和422e的相对旋转角(位移量)的编码器250。通过提供该编码器250,通过控制单元自动检测由使用者选择的被动关节单元200的旋转角。利用这种布置,例如,控制单元能够根据通过编码器250检测出的被动关节单元200的位移量改变活动关节单元421a至421f的控制值。应注意,检测被动关节单元200的旋转角的传感器不限于编码器250。此外,例如,在本公开内容的技术中,编码器250不是必需的结构元件,并且控制单元还可以被配置为通过使使用者根据被动关节单元200的旋转角对输入单元手动执行输入操作来获取有关被动关节单元200的旋转角的信息。

[0178] 应注意,被动关节单元200还可以通过交换两个连杆422d和422e进行配置。换言之,在图11中示出的被动关节单元200中,设置有底板220和可移动部分210的连杆可以是根侧上的连杆422d,同时底板220固定至的连杆可以是前端侧上的连杆422e。

[0179] 以此方式,根据本实施方式的支撑臂装置400设置有作为可以通过其改变臂单元420的形态的被动式变形机构的被动滑动机构100和被动关节单元200。因此,当在开始手术之前布置支撑臂装置400时,或者当在手术期间需要扩大视野时,例如,可以根据手术技术的内容或目的合适地设定臂单元420的可移动范围。

[0180] 另外,在被动滑动机构100中,可以通过从设置在一个连杆422c上的导轨部分110拆卸设置在另一个连杆422d上的滑块120使一个连杆422c和另一个连杆422d去耦。此外,在被动关节单元200中,可以通过从一个连杆422d去除底板220使一个连杆422d和另一个连杆422e去耦。因此,例如,还可以通过利用具有不同的连杆长度等的另一个构造部分替换在越过被动滑动机构100或被动关节单元200的前端侧上的臂单元420的构造部分来改变臂单元420的形态,同时还通过使用连接器等来确保电连接。利用这种布置,可以获得可适用于适合各种手术技术的内容或目的的更通用的支撑臂装置400。

[0181] <<3.控制装置的示例性构造>>

[0182] 因此以上描述了根据本实施方式的支撑臂装置400的构造。在下文中,将描述用于执行根据本实施方式的支撑臂装置400中的臂单元420的驱动控制的控制装置350的示例性构造,或者换言之,用于控制设置在活动关节单元421a至421f中的致动器430的旋转驱动的控制装置350的示例性构造。

[0183] 图15是示出了包括控制装置350的支撑臂装置400的总体构造实例的框图。控制装置350设置有控制单元351、存储单元357和输入单元359。

[0184] 例如,控制单元351由诸如CPU或DSP等任何各种类型的信号处理电路构成。控制单元351集中地控制控制设备350,同时还执行用于控制支撑臂装置400中的臂单元420的驱动的各种计算。具体地,控制单元351包括全身协作控制单元353和理想关节控制单元355。全身协作控制单元353执行用于全身协作控制的各种计算以便控制设置在支撑臂装置400的臂单元420的活动关节单元421a至421f中的致动器430的驱动。理想关节控制单元355通过校正扰动的影响执行用于理想关节控制的实现相对于全身协作控制的理想响应的各种计算。存储单元357可以是诸如随机存取存储器(RAM)或只读存储器(ROM)等存储元件,例如,或者可替换地,可以是半导体存储器、硬盘或者外部存储设备。

[0185] 输入单元359是使用者通过其将与支撑臂装置400的驱动控制相关的信息、命令等输入到控制单元351中的输入接口。例如,输入单元359包括由使用者操作的操作机构,诸如,手柄或踏板,并且响应于这种手柄或踏板等的操作,可以将诸如臂单元420的每个部件元件的位置和速度等信息设置为运动的即时目的。例如,除了手柄或踏板之外,该输入单元359还可以包括由使用者操作的另一个操作机构,诸如,鼠标、键盘、触摸板、按钮和开关。

[0186] <3-1.全身协作控制>

[0187] 全身协作控制单元353使用广义逆动力学执行与全身协作控制相关的各种计算。例如,全身协作控制单元353基于通过诸如设置在活动关节单元421a至421f中的转矩传感器和编码器等部件检测出的每一个活动关节单元421a至421f的旋转角和负载转矩来获取有关臂单元420的状态的信息。此外,基于诸如臂单元420的状态、臂单元420的运动目的和约束条件等因素,全身协作控制单元353使用广义逆动力学计算操作空间中的臂单元420的全身协作控制的控制值。应注意,例如,操作空间是用于描述作用在臂单元420上的力与在臂单元420中产生的加速度之间的关系的空间。

[0188] 广义逆动力学是用于由通过多个活动关节单元接合在一起的多个连杆构成的多连杆结构(在本实施方式中,例如,这个对应于图3中示出的臂单元420)的全身协作控制的基本计算,其中,与各种类型的操作空间中的各种尺寸相关的运动目的被转换为要在多个活动关节单元中生成的转矩,同时还考虑各种约束条件。

[0189] 操作空间是用于诸如支撑臂装置的自动装置的受力控制的重要概念。操作空间是用于描述作用在多连杆结构上的力与多连杆结构的加速度之间的关系的空间。当通过受力控制而不是位置控制来控制多连杆结构的驱动时,操作空间的概念在使用其中多连杆结构和环境作为约束条件交互的方式的情况下变得必要。例如,操作空间是多连杆结构属于的空间,诸如,关节空间、笛卡儿空间或动量空间。

[0190] 运动的目的表示用于多连杆结构的驱动控制的目标值。为了运动的目的,可以设定诸如“保持成像单元的视点”(换言之,保持内窥镜设备423的位置和姿态不变)并且“保证

外科医生的视野”(换言之,不允许臂单元420和内窥镜设备423闯入外科医生的视野)等任务。在实际控制中,更具体地,可以设定诸如多连杆结构的位置、速度、加速度、受力和阻抗等因素的用于实现这些任务的目标值。

[0191] 此外,运动的目的是还可以是动力协助操作,该动力协助操作控制每一个活动关节单元421a至421f中生成的转矩以便抵消作用在臂单元420上的重力(重力补偿控制),并且还控制在活动关节单元421a至421f中生成的转矩以协助臂单元420沿从外部额外施加的力的方向移动。具体地,在动力协助操作中,通过控制设置在每一个活动关节单元421a至421f中的致动器430的驱动以便在每一个活动关节单元421a至421f中生成抵消由于臂单元420的每一个活动关节单元421a至421f中的重力导致的外部转矩的所生成的转矩,臂单元420的位置和姿态保持在某个状态下。

[0192] 在这种状态下,在其中外部转矩从外部(例如,从使用者)额外施加的情况下,设置在每一个活动关节单元421a至421f中的致动器430的驱动被控制,使得在每一个活动关节单元421a至421f中生成沿与施加的外部转矩相同方向生成的转矩。通过执行该动力协助操作,在其中使用者手动移动臂单元420的情况下,使用者能够用较少的力移动臂单元420。因此,可以给予使用者好像在失重环境中移动臂单元420的感觉,从而改善使用者对臂单元420的可操作性。

[0193] 约束条件是与诸如由多连杆结构的形状和结构确定的多连杆结构的位置、速度、加速度和受力、围绕多连杆结构的环境、使用者设定的设置等因素相关的约束条件。例如,约束条件包括有关诸如生成的力、优先级、非驱动关节的存在或不存在、垂直反力、摩擦权重和支撑多边形等因素的信息。可以根据运动的目的设定约束条件。例如,如果运动的目的“保持成像单元的视点”,几何限制被实行为臂单元420的前端位置(指尖位置)和前端姿态(指尖姿态)上的约束条件,以便保持指尖位置和指尖姿态处于某个状态下。如另一实例,如果运动的目的“保证外科医生的视野”,则限制被实现为移动范围上的约束条件,使得臂单元420和内窥镜设备423不会闯入在空间中设定的某个入侵禁止区域。至于入侵禁止区域,合适地设定预计为外科医生的视野的区域的区域。

[0194] 此时,在当执行全身协作控制时使用的广义逆动力学中,为了实现能够实时处理的计算效率以及数值计算中的稳定性,计算算法由第一阶段的虚拟力判定过程(虚拟力计算过程)和第二阶段的实际力转换过程(实际力计算过程)构成。在第一阶段的虚拟力计算过程中,在还考虑到运动的目的的优先级和虚拟力的最大值的同时,确定作为作用在用于实现每个运动目的所必需的操作空间上的虚拟力的虚拟力。在第二阶段的实际力计算过程中,在以上获得的虚拟力被转换为利用实际的多连杆结构的构造可实现的实际力,诸如,关节力和外力,同时还考虑到与非驱动关节、垂直反力、摩擦权重、支撑多边形等相关的约束。在下文中,将详细描述虚拟力计算过程和实际力计算过程。

[0195] (3-1-1. 虚拟力计算过程)

[0196] 使广义变量 q 作为由多连杆结构的每个关节单元中的某个物理量构成的矢量(还称为关节值 q 或者关节空间 q)。操作空间 x 由以下公式(1)使用广义变量 q 和雅可比 J 定义。

[0197] [数学式1]

[0198]
$$\dot{x} = J\dot{q} \dots\dots (1)$$

[0199] 鉴于根据本实施方式的支撑臂装置400的构造,例如,上述公式(1)中的 x 是臂单元420的活动关节单元421a至421f的前端位置,同时 q 是臂单元420的活动关节单元421a至421f中的旋转角。由以下公式(2)陈述与操作空间 x 相关的运动的等式。

[0200] [数学式2]

$$[0201] \quad \ddot{x} = \Lambda^{-1} f + c \quad \dots\dots (2)$$

[0202] 在本文中, f 表示作用在操作空间 x 上的力。另外, Λ^{-1} 是操作空间的逆惯性矩阵,同时 c 被称为操作空间的偏压加速度。这些量分别用以下公式(3)和(4)表示。

[0203] [数学式3]

$$[0204] \quad \Lambda^{-1} = JH^{-1}J^T \quad \dots\dots (3)$$

$$[0205] \quad c = JH^{-1}(\tau - b) + \dot{J}\dot{q} \quad \dots\dots (4)$$

[0206] 应注意, H 是关节空间的惯性矩阵, τ 是对应于关节值 q 的关节力(例如,在关节单元511a至511f中生成的转矩),并且 b 是表示万有引力、科里奥利力和离心力的术语。

[0207] 在广义逆动力学中,众所周知与对应于运动目的的操作空间 x 相关的位置和速度的目标值可以表示为操作空间 x 的加速度。此时,从以上公式(1)中,为了实现作为根据运动目的给出的目标值的操作空间加速度,通过解决类似于以下公式(5)的一种类型的线性互补问题(LCP)来获得作用于操作空间 x 上的虚拟力 f_v 。

[0208] [数学式4]

$$[0209] \quad w + \ddot{x} = \Lambda^{-1} f_v + c$$

$$[0210] \quad s.t. \begin{cases} ((w_i < 0) \cap (f_{v_i} = U_i)) \cup \\ ((w_i > 0) \cap (f_{v_i} = L_i)) \cup \\ ((w_i = 0) \cap (L_i < f_{v_i} < U_i)) \end{cases} \quad \dots\dots (5)$$

[0211] 在本文中, L_i 和 U_i 分别作为 f_{v_i} 的第 i 分量的负下限值(包括 $-\infty$)和 f_{v_i} 的第 i 分量的正上限值(包括 $+\infty$)。例如,可以使用应用迭代方法、旋转轴方法、强壮加速度控制等的方法解决上述LCP。

[0212] 应注意,如果根据以上公式(3)和(4)中的这些术语的定义计算,则操作空间的逆惯性矩阵 Λ^{-1} 和偏压加速度 c 具有大量计算成本。因此,提出了通过应用从多连杆结构的广义力(关节力 τ)获得广义加速度(关节加速度)的正动力学(FWD)计算更快速地执行计算操作空间的逆惯性矩阵 Λ^{-1} 的过程的方法。具体地,通过使用正动力学(FWD)计算,可以从与作用在多连杆结构上的力相关的信息(诸如,关节空间 q 、关节力 τ 和重力 g)获得操作空间的逆惯性矩阵 Λ^{-1} 和偏压加速度 c 。以此方式,通过应用与操作空间相关的正动力学(FWD)计算,可以利用相对于 N 个关节单元的计算复杂性 $O(N)$ 计算操作空间的逆惯性矩阵 Λ^{-1} 。

[0213] 此时,作为对应于运动目的的目标值的示例性设定,可以由以下公式(6)表示利用小于或等于绝对值 F_i 的虚拟力 f_{v_i} 实现操作空间加速度的目标值的条件(由 x 的二阶导数上的上标条指示)。

[0214] [数学式5]

$$[0215] \quad L_i = -F_i,$$

[0216] $U_i = F_i,$

[0217] $\ddot{\mathbf{x}}_i = \ddot{\mathbf{x}}_i \dots\dots (6)$

[0218] 另外,如上所述,与操作空间 x 的位置和速度相关的目标值可以表示为操作空间加速度的目标值,具体地,由以下公式(7)表示(通过 x 上的上标条和 x 的一阶导数指示操作空间 x 的位置和速度)。

[0219] [数学式6]

[0220] $\ddot{\mathbf{x}}_i = K_p(\bar{\mathbf{x}}_i - \mathbf{x}_i) + K_v(\dot{\bar{\mathbf{x}}}_i - \dot{\mathbf{x}}_i) \dots\dots (7)$

[0221] 另外,通过使用分解的操作空间的概念,还可以设定表示为其他操作空间(诸如动量、笛卡尔相对坐标、或连接的关节)的线性和的与操作空间相关的目标值。

[0222] (3-1-2.实际力计算过程)

[0223] 在广义逆动力学中的第二阶段的实际力计算过程,过程被执行为利用实际的关节力和外力替换通过上述(3-1-1.虚拟力计算过程)获得的虚拟力 f_v 。通过以下公式(8)表示根据虚拟力与在关节单元和外力 f_e 中生成的生成转矩 τ_a 实现广义力 $\tau_v = J_v^T f_v$ 的条件。

[0224] [数学式7]

$$[0225] \begin{bmatrix} J_{vu}^T \\ J_{va}^T \end{bmatrix} (f_v - \Delta f_v) = \begin{bmatrix} J_{eu}^T \\ J_{ea}^T \end{bmatrix} f_e + \begin{bmatrix} 0 \\ \tau_a \end{bmatrix} \dots\dots (8)$$

[0226] 在本文中,下标 a 表示从动关节单元的集合(从动关节集合),同时下标 u 表示非从动关节单元的集合(非从动关节集合)。换言之,以上公式(8)的上半部分表示根据非从动关节单元的空间(非从动关节空间)中的力的平衡,同时下半部分表示根据从动关节单元的空间(从动关节空间)中的力的平衡。 J_{vu} 和 J_{va} 分别是与虚拟力 f_v 作用于其中的操作空间相关的雅可比的非从动关节分量和从动关节分量。 J_{eu} 和 J_{ea} 分别是与外力 f_e 作用于其中的操作空间相关的雅可比的非从动关节分量和从动关节分量。 Δf_v 表示不可由实际力实现的虚拟力 f_v 的分量。

[0227] 以上公式(8)的上半部分是不确定的,并且例如,通过解决在以下公式(9)中指示的二次规划(QP)问题,可以获得 f_e 和 Δf_v 。

[0228] [数学式8]

$$[0229] \min \frac{1}{2} \varepsilon^T Q_1 \varepsilon + \frac{1}{2} \xi^T Q_2 \xi$$

[0230] s. t. $U\xi \geq v \dots\dots (9)$

[0231] 在本文中, ε 是以上公式(8)的上半部分的两侧之间的差值,并且表示公式(8)的等式误差。同时, ξ 是 f_e 和 Δf_v 的连结向量,并且表示可变向量。 Q_1 和 Q_2 是表示用于最小值情况的权重的正定的对称矩阵。另外,以上公式(9)中的不等式约束用于表示与外力相关的对应于设定的运动目的的约束条件,诸如,垂直反力、摩擦权重、外力的最大值和支撑多边形。

[0232] 例如,与矩形支撑多边形相关的等式约束用以下公式(10)表示。

[0233] [数学式9]

$$[0234] \quad |F_x| \leq \mu_t F_z,$$

$$[0235] \quad |F_y| \leq \mu_t F_z,$$

$$[0236] \quad F_z \geq 0,$$

$$[0237] \quad |M_x| \leq d_y F_z,$$

$$[0238] \quad |M_y| \leq d_x F_z,$$

$$[0239] \quad |M_z| \leq \mu_r F_z \cdots \cdots (10)$$

[0240] 在本文中,z表示接触平面的法线方向,同时x和y表示垂直于z的两个正交的切线方向。 (F_x, F_y, F_z) 和 (M_x, M_y, M_z) 是作用在接触点上的外力和外部力矩。 μ_t 和 μ_r 分别是与平移和旋转相关的摩擦系数。 (d_x, d_y) 表示支撑多边形的大小。

[0241] 例如,从以上公式(9)和(10),计算最小误差的最小范数或者解答 f_e 、 Δf_v 。通过将公式(9)获得的 f_e 和 Δf_v 替换到以上公式(8)中,可以获得用于实现运动的目的所必需的关节力 τ_a ,或者换言之,获得每一个活动关节单元421a至421f中生成的转矩 τ_a 。

[0242] 在实际操作中,和在以上公式(10)中一样,通过合适地公式化来设定对应于设定的运动目的的约束条件。

[0243] 在其中底部被固定的系统并且不存在非从动关节的情况下,所有虚拟力仅可与关节力替换,并且在以上公式(8)中,可以设定 $f_e=0$ 并且 $\Delta f_v=0$ 。在这种情况下,从以上公式(8)的下半部分中,可以获得用于关节力 τ_a 的以下公式(11)。

[0244] [数学式10]

$$[0245] \quad \tau_a = J_{va}^T f_v \cdots \cdots (11)$$

[0246] 因此以上描述了使用广义逆动力学的全身协作控制的实例。如上所述,通过连续执行虚拟力计算过程和实际力计算过程,可以获得用于实现运动的期望目的的关节力 τ_a 。换言之,在相反意义中,通过将计算出的关节力 τ_a 视作用于活动关节单元421a至421f的驱动控制的控制值,可以驱动活动关节单元421a至421f以实现运动的期望目的。

[0247] 应注意,例如,关于使用以上描述的广义逆动力学的全身协作控制,具体地,诸如得出虚拟力 f_v 的过程的详情、解决上述LCP以找到虚拟力 f_v 的方法以及QP问题的解决方案,可以参考申请人先前提交的诸如JP2009-95959A和JP 2010-188471A等文献。

[0248] <3-2.理想关节控制单元>

[0249] 理想关节控制单元355执行用于理想关节控制的各种计算,该理想关节控制通过校正扰动的影响来实现对全身协作控制的理想响应。在下文中,将描述理想关节控制的实例。通过用以下公式(12)表示的二阶滞后运动的等式模拟设置在支撑臂装置400的每一个活动关节单元421a至421f中的致动器430的运动。

[0250] [数学式11]

$$[0251] \quad I_a \ddot{q}^{ref} = \tau_a + \tau_e - v_a \dot{q} \cdots \cdots (12)$$

[0252] 在本文中,q是致动器430的旋转角, q^{ref} 是致动器430的旋转角目标值, I_a 是致动器430的惯性力矩, τ_a 是致动器430的生成的转矩, τ_e 的从外部作用在致动器430上的外部转矩,

并且 v_a 是用于致动器430的粘性阻力系数。以上公式(12)是表示每一个活动关节单元421a至421f中的致动器430的运动的理论模型。

[0253] 如以上(3-1.全身协作控制)中描述的,每一个活动关节单元421a至421f中的致动器430的转矩 τ_a 应该生成(生成的转矩 τ_a)以实现可以利用使用广义逆动力学的计算来计算的任务。理想地,通过将所生成的针对每个致动器430计算的转矩 τ_a 应用于以上公式(12),应该在每个致动器430中实现遵守用以上公式(12)表示的理论模型的响应,或者换言之,应该在臂单元420中实现期望的操作。

[0254] 然而,实际上,在一些情况下,各种扰动的影响使得在致动器430中的实际运动与用以上公式(12)表示的理论模型之间出现在一些误差(建模误差)。建模误差可以大致划分为由诸如多连杆结构(换言之,要被控制的臂单元420)的质量、重心和惯性张量等质量特性引起的误差、以及由诸如致动器430内部的摩擦和惯性等因素引起的误差。其中,可以通过增加计算机辅助设计(CAD)数据的精确性和应用识别技术在理论模型的构建期间相对容易地减少由质量特性引起的前者建模误差。

[0255] 另一方面,例如,由诸如致动器430内部的摩擦和惯性等因素引起的后者建模误差由难以建模的现象导致,诸如,减速齿轮中的摩擦。因此,可以在指示致动器430的运动的理论模型的构建期间仍然保持建模误差的不可忽略的建模误差。此外,还存在有在以上公式(1)中的惯量 I_a 和粘性阻力系数 v_a 的值与实际致动器430中的这些值之间出现误差的可能性。这些由诸如致动器430内部的摩擦和惯性等因素引起的难以建模的误差在致动器430的驱动控制中可能变成扰动。因此,因为这种扰动的影响,实际上,因此出现了其中致动器430的运动没有像用以上公式(12)表示的理论模型一样精确地回应的情况,或者换言之,未实现期望的操作。

[0256] 因此,在本实施方式中,有效控制系统被添加至致动器430,从而校正致动器430的响应,以便执行遵守用以上公式(12)表示的理论模型的理想响应。应注意,在本实施方式中,理想关节控制指定控制致动器430的驱动,使得支撑臂装置400的致动器430(即,活动关节单元421a至421f)以此方式执行用公式(12)表示的理想响应。

[0257] 应注意,例如,至于关于理想关节控制的详情,可以参考申请人先前提交的诸如JP 2009-269102等文献。

[0258] <3-3.臂单元的质量特性信息的应用>

[0259] 在本文中,在以上描述的全身协作控制和理想关节控制之间,在用于全身协作控制的计算公式(例如,公式(1)、(3)、(4)、(8)和(11))中包括的雅可比J中聚集有关臂单元420的几何信息。因此,在其中总体上改变诸如臂单元420的重量、重心和惯性张量等质量特性的情况下,还必须改变使用的雅可比J中的信息。在根据本实施方式的支撑臂装置400中,可以通过被动式变形机构改变臂单元420的形态,并且因此还必须根据臂单元420的形态改变在通过全身协作控制单元353的全身协作控制期间使用的雅可比J(控制值)中的信息。例如,将描述臂单元420的重心根据被动式变形机构的位移量的偏移。

[0260] 图16是示出了因为由于被动滑动机构100的滑动量的差异导致的连杆422c和连杆422d的总长度的差异因此臂单元420的重心如何偏移的说明性示图。表明了随着两个连杆422c和422d的总长度因为被动滑动机构100变得更长,因此重心的位置从C1改变至C2。另外,图17是示出了因为由于被动关节单元200的旋转角的差异导致的在连杆422d和连杆

422e之间获得的角度的差异因此臂单元420的重心如何偏移的说明性示图。表明了随着因为被动关节单元200而在两个连杆422d和422e之间获得的角度改变,重心的位置从C3改变至C4。

[0261] 因此,全身协作控制单元353被配置为能够基于被动式变形机构的位移量合适地执行全身协作控制。具体地,控制装置350的存储单元357存储对应于被动式变形机构的位移量的质量特性信息,并且全身协作控制单元353使用基于与通过设置在被动式变形机构中的传感器检测出的移位量对应的质量特性信息生成的雅可比J(控制值)中的信息执行全身协作控制。在根据本实施方式的支撑臂装置400中,例如,可以在三个模式下设定可以由被动滑动机构100设定的两个连杆422c和422d的总长度。另外,例如,可以在六个模式下设定可以由被动关节单元200设定的在两个连杆422d和422e之间获得的角度。因此,例如,存储单元357可以存储18个模式(3个模式×6个模式)的质量特性信息。

[0262] 例如,当在手术开始之前将臂单元420安装在作为底座单元410的手术台等上时,或者当在手术期间需要扩大视野时,使用者改变被动式变形机构的位移量。当使用者操作被动式变形机构时,可以在输入单元359上执行输入操作以将制动应用于设置在活动关节单元421a至421f中的致动器430,并且可以暂时禁止臂单元420的姿态变化。除了根据被动式变形机构的位移量改变要使用的有关雅可比J中的信息的点之外,可以根据先前描述的计算过程执行臂单元420的全身协作控制。另外,根据通过全身协作控制单元353获得的计算结果,可以根据先前描述的计算过程同样执行理想关节控制。

[0263] 以此方式,通过使全身协作控制单元353使用基于根据被动式变形机构的位移量选择的质量特性信息生成的控制值执行全身协作控制,可以根据诸如由于臂单元420的形态的变化导致的诸如重心等因素偏移使重力补偿控制的精确性升高。因此,可以减少作用在布置在臂单元420的根侧上的活动关节单元421a至421c上的负载,并且可以使设置在诸如这些活动关节单元421a至421c等部件中的致动器430小型化。

[0264] 此外,在其中支撑臂装置400在臂单元420的根部处设置有助于检测臂单元420相对于水平方向的整体倾斜度的姿态传感器450的情况下,全身协作控制单元353还可以通过额外使用通过该姿态传感器450检测出的臂单元420的倾斜度来执行全身协作控制。通过使用有关臂单元420的整体倾斜度的信息,可以精确地计算作用在臂单元420上的重力,并且可以进一步使重力补偿控制的精确性升高。例如,在其中臂单元420安装到作为底座单元410的手术台上的情况下,可以缓和与手术台的倾斜度一致的重力补偿的精确性的减小。

[0265] <<4. 支撑臂装置的控制方法的实例>>

[0266] 参考图18,将简要描述根据本实施方式的支撑臂装置400的臂单元420的控制方法的处理过程。图18是示出了根据本实施方式的支撑臂装置400的臂单元420的控制方法的处理过程的实例的流程图。

[0267] 在根据本实施方式的支撑臂装置400的臂单元420的控制方法中,首先,全身协作控制单元353获取被动式变形机构的位移量(步骤S101)。例如,基于通过设置在作为被动式变形机构的被动滑动机构100和被动关节单元200中的传感器150和编码器250检测出的信息,检测被动滑动机构100的滑动量和被动关节单元200的旋转角。代替使用来自传感器150和编码器250的检测信息,还可以经由输入单元359输入有关被动滑动机构100的滑动量和被动关节单元200的旋转角的信息。

[0268] 随后,全身协作控制单元353基于获取的被动式变形机构的位移量设定臂单元420的质量特性信息(步骤S103)。在根据本实施方式的支撑臂装置400中,分别以多级方式预设可以设定的被动滑动机构100的滑动量和被动关节单元200的旋转角。因此,全身协作控制单元353与被动滑动机构100的相应的滑动量和被动关节单元200的相应的旋转角的组合一致地从预存储在存储单元357中的质量特性信息之中选择对应于被动滑动机构100的滑动量和被动关节单元200的旋转角的当前组合的质量特性信息。利用这种布置,根据臂单元420的形态设定在以上公式(1)中使用的雅可比J。

[0269] 接下来,基于活动关节单元421a至421f的状态,全身协作控制单元353获取臂状态(步骤S105)。例如,活动关节单元421a至421f的状态指的是诸如活动关节单元421a至421f的旋转角或生成的转矩等因素。此外,例如,臂状态是臂单元420的运动状态,并且是臂单元420的位置、速度、加速度、受力等。全身协作控制单元353能够基于来自每一个活动关节单元421a至421f中的编码器和转矩传感器的检测信号检测每一个活动关节单元421a至421f的旋转角或生成的转矩。

[0270] 接下来,全身协作控制单元353设定运算条件(步骤S107)。例如,全身协作控制单元353设定由使用者指定的运动目的以及对应于运动目的的约束条件作为用于计算用于驱动臂单元420以执行运动目的的控制值(上述生成的转矩 τ_a)的运算条件。此时设定的运算条件反应在以上步骤S103中设置的臂单元420的当前的质量特性信息。

[0271] 接下来,全身协作控制单元353基于臂状态和运算条件使用广义逆动力学执行用于全身协作控制的运算,并且为每一个活动关节单元421a至421f计算生成的转矩 τ_a (步骤S109)。在步骤S109中,全身协作控制单元353首先计算作用于臂单元420的每一个活动关节单元421a至421f上的用于执行在步骤S107中设定的运动目的所必需的虚拟力。接下来,基于计算出的虚拟力,全身协作控制单元353通过计算实际作用于臂单元420的每一个活动关节单元421a至421f上的用于执行在步骤S107中设定的运动目的所必需的实际力来计算用于每一个活动关节单元421a至421f的生成的转矩 τ_a 。

[0272] 接下来,理想关节控制单元355执行用于理想关节控制的运算,并且从生成的转矩 τ_a 计算转矩命令值 τ (步骤S111)。具体地,理想关节控制单元355计算作为由于扰动导致的转矩值的扰动估计值 τ_d ,并且使用扰动估计值 τ_d 计算转矩命令值 τ ,该转矩命令值是表示要由臂单元420的活动关节单元421a至421f最终生成的转矩的命令值。

[0273] 接下来,基于计算出的转矩命令值 τ ,理想关节控制单元355将驱动命令信号输出至臂单元420的活动关节单元421a至421f的未示出的驱动电路。利用这种布置,臂单元420变得从动,使得可以根据臂单元420的当前形态(质量特性)执行在步骤S107中设定的运动目的。

[0274] <<5. 变形例>>

[0275] 因此以上描述了根据本实施方式的支撑臂装置400的示例性构造以及控制方法的处理过程的实例。在下文中,将描述根据本实施方式的支撑臂装置400的变形例。

[0276] 在根据本实施方式的支撑臂装置400中,臂单元420的形态可以根据被动式变形机构的位移量改变,并且在一些情况下增加诸如当使被动滑动机构100的滑动量最大化时的情况,例如,增加作用在布置在臂单元420的根侧上的活动关节单元上的重力。另外,在一些情况下,被添加至臂单元420的重量的被动滑动机构100或被动关节单元200本身的重量使

得作用在布置在臂单元420的根侧上的活动关节单元上的重力增加。即使在这种情况下,为了防止设置在这种活动关节单元中的致动器430大量增加以便容纳致动器430上的增加负荷,至少这种活动关节单元的子集还可以设置有重力补偿机构。重力补偿机构给予活动关节单元在抵消由于作用在该活动关节单元上的臂单元420本身的重量导致的负载转矩的方向上的转矩(在下文中还称为“补偿转矩”)。例如,该重力补偿机构可以是利用来自弹簧的弹力的重力补偿机构。

[0277] 图19示出了设置有重力补偿机构460和470的支撑臂装置400的示例性构造。在图19中示出的支撑臂装置400中,重力补偿机构460和470设置在活动关节单元421b和421c中,活动关节单元421b和421c在布置在臂单元420的根侧上的活动关节单元421a至421c中主要进行俯仰,用于决定支撑在臂单元420的前端上的内窥镜设备等的大致位置。

[0278] 重力补偿机构460由钩部461和弹簧463构成,其中,钩部461相对于连接至活动关节单元421b的前端侧的连杆422b固定设置(换言之,钩部461与连杆422b一起围绕活动关节单元421b旋转),弹簧463在钩部461与连接至活动关节单元421b的根侧的连杆422a之间伸展。类似地,重力补偿机构470由钩部471和弹簧473构成,其中,钩部471相对于连接至活动关节单元421c的前端侧的连杆422c固定设置,弹簧473在钩部471与连接至活动关节单元421c的根侧的连杆422b之间伸展。

[0279] 通过该重力补偿机构460和470,在其中连杆422b和422c的前端侧上的构造分别沿作用在连杆422b和422c的前端侧上的构造上的重力的方向围绕活动关节单元421b和421c旋转的情况下,弹簧463和473根据旋转量延伸。此时,延伸的弹簧463和473的恢复力作用在连杆422b和422c的前端侧上的构造上,以使连杆422b和422c的前端侧上的构造沿关于活动关节单元421b和421c的重力方向旋转的相反方向旋转。换言之,弹簧463和473的恢复力将补偿转矩沿抵消由于作用在活动关节单元421b和421c上的连杆422b和422c的前端侧上的构造的重量本身导致的负载转矩的方向给予至活动关节单元421b和421c。

[0280] 例如,弹簧463和473是拉伸弹簧。另外,例如,任何各种已知类型的弹簧(诸如,压缩弹簧和扭力螺旋弹簧)可以用作弹簧463和473。可替换地,代替弹簧463和473,可以使用响应于伸展或收缩产生恢复力的其他弹性体。

[0281] 上述重力补偿机构460和470具有由钩部461和471以及弹簧463和473构成的简单构造。通过这种构造,在重力补偿机构460和470中,弹簧463和473的恢复力随着活动关节单元421b和421c中的旋转角增加具有简单的增加正相关,并且随着旋转角减小而减小。换言之,弹簧463和473的恢复力可以相对于活动关节单元421b和421c中的旋转角单调地改变。可以基于有关活动关节单元421b和421c的旋转角的信息计算通过重力补偿机构460和470为臂单元420的当前姿态生成的补偿转矩的值。

[0282] 因此,全身协作控制单元353可以通过额外考虑通过重力补偿机构460和470给予活动关节单元421b和421c的补偿转矩并且驱动设置在活动关节单元421b和421c中的致动器430来执行重力补偿,使得可以抵消由于臂单元420本身的重量导致的负载转矩。换言之,全身协作控制单元353可以将转矩利用致动器430给予每一个活动关节单元421b和421c,以便补偿通过重力补偿机构460和470未完全补偿的不充分性,即,通过从由于作用在活动关节单元421b和421c上的臂单元420本身的重量导致的负载转矩减去通过重力补偿机构460和470给予活动关节单元421b和421c的补偿转矩获得的结果。

[0283] 具体地,当在先前描述的流程图中的步骤S109中计算生成的转矩 τ_a (图18)时,全身协作控制单元353通过将从由于臂单元420本身的重量导致的负载转矩减去补偿转矩的结果视作由于臂单元420本身的重量导致的重力分量来计算生成的转矩 τ_a 。利用这种布置,计算了应该在活动关节单元421a至421f中生成的所生成的转矩 τ_a ,使得可以执行在步骤S107中设定的运动目的,同时还补偿通过重力补偿机构460和470未完全补偿的重力分量。在这种情况下,可以通过被动式变形机构缓和由于臂单元420的形态的变化导致的设置在更靠近根侧的活动关节单元421b和421c中的致动器430上的负载的增加,并且防止致动器430的体积增加。

[0284] <<6. 结论>>

[0285] 如上所述,根据本实施方式的支撑臂装置400设置有臂单元420的形态可以通过其改变的被动式变形机构。因此,可以根据手术技术的内容或目的修改臂单元420的可移动范围。因此,可以使外科医生的视野和工作空间免受不必要地阻挡,并且使手术室内部的其他设备的布置免受不必要地阻碍。另外,利用根据本实施方式的支撑臂装置400,可以缓和成本增加以便保证合适的可移动范围,而无需增加不必要地自由度(活动关节单元的数量)。

[0286] 此外,在根据本实施方式的支撑臂装置400中,可以以多级方式预设被动式变形机构的位移量,并且此外,根据可以采用的臂单元420的形态的模式,可以预设质量特性信息的多个设定。因此,在手术技术开始时,或者当在手术期间需要扩大视野时,可以修改臂单元420的控制值以与臂单元420的形态的变化匹配,并且可以缓和臂单元420的驱动控制上的负载在手术期间的增加。

[0287] 另外,在根据本实施方式的支撑臂装置400中,与主要改变被设置为前端单元的内窥镜设备423的成像方向的前端侧上的三个活动关节单元421d至421f相比,被动式变形机构被设置为更靠近根侧。因此,可以在减少对前端单元的方向的控制的影响的情况下调节臂单元420的可移动范围。

[0288] 另外,在根据本实施方式的支撑臂装置400中,可以通过被动式变形机构使前端侧上的部件部分和根侧上的部件部分分开。因此,例如,可以通过利用由不同的连杆长度构成的不同的构造部分替换前端侧上的构造部分来改变支撑臂装置400的形态,并且可以进一步增加支撑臂装置400的通用性。

[0289] 另外,在根据本实施方式的支撑臂装置400中,即使在其中由于包含被动式变形机构导致作用在活动关节单元421b和421c上的固有重量增加的情况下,通过为布置在臂单元420的根侧上的活动关节单元421b和421c设置重力补偿机构460和470,缓和设置在活动关节单元421b和421c中的致动器430的体积增加。

[0290] 本领域技术人员应理解,只要在所附权利要求或其等同物的范围内,根据设计需求和其他因素可以做出各种修改、组合、子组合以及更改。此外,在以上实施方式中描述的示例性构造可以根据情况彼此结合,或者可以进行替换。

[0291] 例如,在根据以上实施方式的支撑臂装置400中,可以以多级方式预设被动式变形机构的位移量,并且多组预存储的质量特性信息用于根据可以设定的臂单元420的形态的模式进行控制。然而,根据本公开内容的实施方式的技术不限于该实例。在其中可以连续地位移被动式变形机构的情况下,代替使用预存储的质量特性信息,还可以通过基于通过传感器检测到的被动式变形机构的位移量执行计算来发现质量特性信息。

[0292] 另外,根据本公开内容的实施方式的技术的应用目标不限于医疗领域,并且还可以是除了医疗领域之外的领域。例如,根据本公开内容的实施方式的技术还有利地适用于工厂中的产品组装和检验步骤的工业支撑臂装置中的重力补偿。通过使用根据本公开内容的实施方式的技术,在工业支撑臂装置中,与先前描述的实施方式类似,可以将支撑臂装置配置为更紧凑且更轻,并且因此可以获得诸如制造成本减少且安装空间的自由度改善等有益效果。

[0293] 进一步地,本说明书中描述的效果仅仅是说明性的或示例性的效果,并不是限制性的。即,具有或代替上述效果,根据本公开内容的实施方式的技术可以实现本领域技术人员从本说明书的描述中清楚的其他效果。

[0294] 此外,还可以如下配置本技术。

[0295] (1) 一种医疗支撑臂装置,包括:

[0296] 多个活动关节单元,接合多个连杆,并且由致动器驱动以允许改变由多个连杆构成的臂单元的姿态;

[0297] 转矩传感器,检测作用在活动关节单元上的转矩;以及

[0298] 至少一个被动式变形机构,允许改变臂单元的形态。

[0299] (2) 根据项(1)所述的医疗支撑臂装置,包括:

[0300] 传感器,检测被动式变形机构的位移量。

[0301] (3) 根据项(1)或(2)所述的医疗支撑臂装置,其中

[0302] 被动式变形机构能够以预设的多级的位移量进行位移。

[0303] (4) 根据项(1)至(3)中任一项所述的医疗支撑臂装置,其中

[0304] 被动式变形机构是被动滑动机构。

[0305] (5) 根据项(1)至(3)中任一项所述的医疗支撑臂装置,其中

[0306] 被动式变形机构是被动关节单元。

[0307] (6) 根据项(1)至(5)中任一项所述的医疗支撑臂装置,其中

[0308] 臂单元具有至少六个自由度或以上,并且

[0309] 被动式变形机构被布置为比臂单元的前端侧上的至少三个活动关节单元更靠近根侧。

[0310] (7) 根据项(1)至(6)中任一项所述的医疗支撑臂装置,其中

[0311] 被动式变形机构包括允许臂单元分离为前端侧部分和根侧部分的可拆卸机构。

[0312] (8) 根据项(1)至(7)中任一项所述的医疗支撑臂装置,其中

[0313] 至少一个活动关节单元设置有补偿臂单元本身的重量的重力补偿机构。

[0314] (9) 根据项(1)至(8)中任一项所述的医疗支撑臂装置,包括:

[0315] 姿态传感器,检测臂单元的倾斜度。

[0316] (10) 根据项(1)至(9)中任一项所述的医疗支撑臂装置,其中

[0317] 医疗工具支撑在臂单元的前端部分上。

[0318] (11) 根据项(10)所述的医疗支撑臂装置,其中

[0319] 医疗工具是内窥镜或显微照相机。

[0320] (12) 根据项(1)至(11)中任一项所述的医疗支撑臂装置,包括:

[0321] 控制单元,通过驱动设置在多个活动关节单元中的致动器来执行臂单元的全身协

作控制。

[0322] (13) 根据项 (12) 所述的医疗支撑臂装置,其中

[0323] 控制单元基于被动式变形机构的位移量执行全身协作控制。

[0324] (14) 根据项 (13) 所述的医疗支撑臂装置,其中

[0325] 控制单元使用基于被动式变形机构的预设的多级的位移量而预设的全身协作控制的控制值。

[0326] (15) 根据项 (12) 至 (14) 中任一项所述的医疗支撑臂装置,其中

[0327] 控制单元控制致动器以抵消作用在臂单元上的重力,并且还控制致动器辅助臂单元沿额外从外部给予的力的方向的移动。

[0328] (16) 一种医疗支撑系统,包括:

[0329] 支撑臂,包括

[0330] 一个或多个活动关节,以及

[0331] 一个或多个被动耦合机构;以及

[0332] 处理电路,被配置为

[0333] 获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动导致的变化的信息,并且

[0334] 基于所获得的指示变化的信息控制一个或多个活动关节。

[0335] (17) 根据项 (16) 所述的医疗支撑系统,其中,变化是支撑臂的重心的偏移。

[0336] (18) 根据项 (16) 至 (17) 所述的医疗支撑系统,其中,一个或多个被动耦合机构包括至少一个被动关节和被动滑动机构。

[0337] (19) 根据项 (16) 至 (18) 所述的医疗支撑系统,其中,一个或多个被动耦合机构没有致动器。

[0338] (20) 根据项 (16) 至 (19) 所述的医疗支撑系统,其中,至少一个活动关节包括连接至处理电路的致动器。

[0339] (21) 根据项 (20) 所述的医疗支撑系统,其中,致动器包括转矩传感器。

[0340] (22) 根据项 (16) 至 (21) 所述的医疗支撑系统,其中,至少一个被动耦合机构的移动是由于使用者操作导致的。

[0341] (23) 根据项 (18) 所述的医疗支撑系统,其中,至少一个被动关节是非致动的旋转关节。

[0342] (24) 根据项 (16) 至 (23) 所述的医疗支撑系统,其中,支撑臂能够通过一个或多个被动耦合机构的移动而变形,以辅助需要支撑臂的特定构造的手术过程。

[0343] (25) 根据项 (18) 所述的医疗支撑系统,其中,支撑臂的被动滑动机构位于活动关节和被动关节之间。

[0344] (27) 根据项 (16) 至 (25) 所述的医疗支撑系统,其中,支撑臂包括两个或更多个活动关节。

[0345] (28) 根据项 (16) 至 (26) 所述的医疗支撑系统,进一步包括:医疗成像设备,

[0346] 其中,医疗成像设备耦接至支撑臂。

[0347] (29) 根据项 (28) 所述的医疗支撑系统,其中,医疗成像设备是内窥镜或者手术显微镜。

[0348] (30) 根据项 (16) 至 (29) 所述的医疗支撑系统,其中,一个或多个被动耦合机构位

于两个活动关节之间。

[0349] (31) 根据项 (16) 至 (30) 所述的医疗支撑系统,其中,当支撑臂具有至少六个自由度时,与布置在支撑臂的远端上的至少三个活动关节相比,一个或多个被动耦合机构布置为更靠近支撑臂的近端。

[0350] (32) 根据项 (16) 至 (31) 所述的医疗支撑系统,其中,一个或多个被动耦合机构包括将支撑臂分为远端和近端的可拆卸机构。

[0351] (33) 根据项 (16) 至 (32) 所述的医疗支撑系统,其中,一个或多个被动耦合机构包括多级可位移的被动机构。

[0352] (34) 根据项 (16) 至 (33) 所述的医疗支撑系统,其中,一个或多个被动耦合机构包括被动滑动机构以及检测被动滑动机构的位移量的传感器。

[0353] (35) 根据项 (16) 至 (34) 所述的医疗支撑系统,其中,支撑臂包括多个活动关节并且处理电路进一步被配置为使用其中多个活动关节被协作控制的全身协作控制来控制多个活动关节。

[0354] (36) 根据项 (18) 所述的医疗支撑系统,其中,基于被动滑动机构的位移量或者基于检测出的至少一个被动关节的变化获得指示变化的信息。

[0355] (37) 根据项 (16) 至 (36) 所述的医疗支撑系统,进一步包括姿态传感器。

[0356] (38) 根据项 (16) 至 (37) 所述的医疗支撑系统,进一步包括产生恢复力的弹簧或弹性体。

[0357] (39) 一种医疗设备,包括:

[0358] 处理电路,被配置为

[0359] 获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动导致的变化的信息,并且

[0360] 基于所获得的指示变化的信息控制一个或多个活动关节。

[0361] (40) 一种医疗图像处理方法,包括:

[0362] 获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动导致的变化的信息;并且

[0363] 基于所获得的指示变化的信息控制一个或多个活动关节。

[0364] 参考符号列表

[0365] 100、400、600 显示系统

[0366] 102 成像设备

[0367] 100 被动滑动机构(被动式变形机构)

[0368] 110 导轨部分

[0369] 120 滑块

[0370] 121 沟槽部分

[0371] 130 定位销

[0372] 131a至131c 定位孔

[0373] 140 固定螺钉

[0374] 150 传感器

[0375] 200 被动关节单元(被动式变形机构)

[0376] 210 可移动部分

[0377] 220 底板

- [0378] 230 定位销
- [0379] 231 定位孔
- [0380] 240 固定螺钉
- [0381] 250 编码器
- [0382] 351 控制单元
- [0383] 353 全身协作控制单元
- [0384] 355 理想关节控制单元
- [0385] 400 医疗支撑臂装置
- [0386] 420 臂单元
- [0387] 421a至421f 活动关节单元
- [0388] 422a至422f 连杆
- [0389] 423 内窥镜设备(前端单元)
- [0390] 428 转矩传感器
- [0391] 430 致动器
- [0392] 450 姿态传感器
- [0393] 460、470 重力补偿机构。

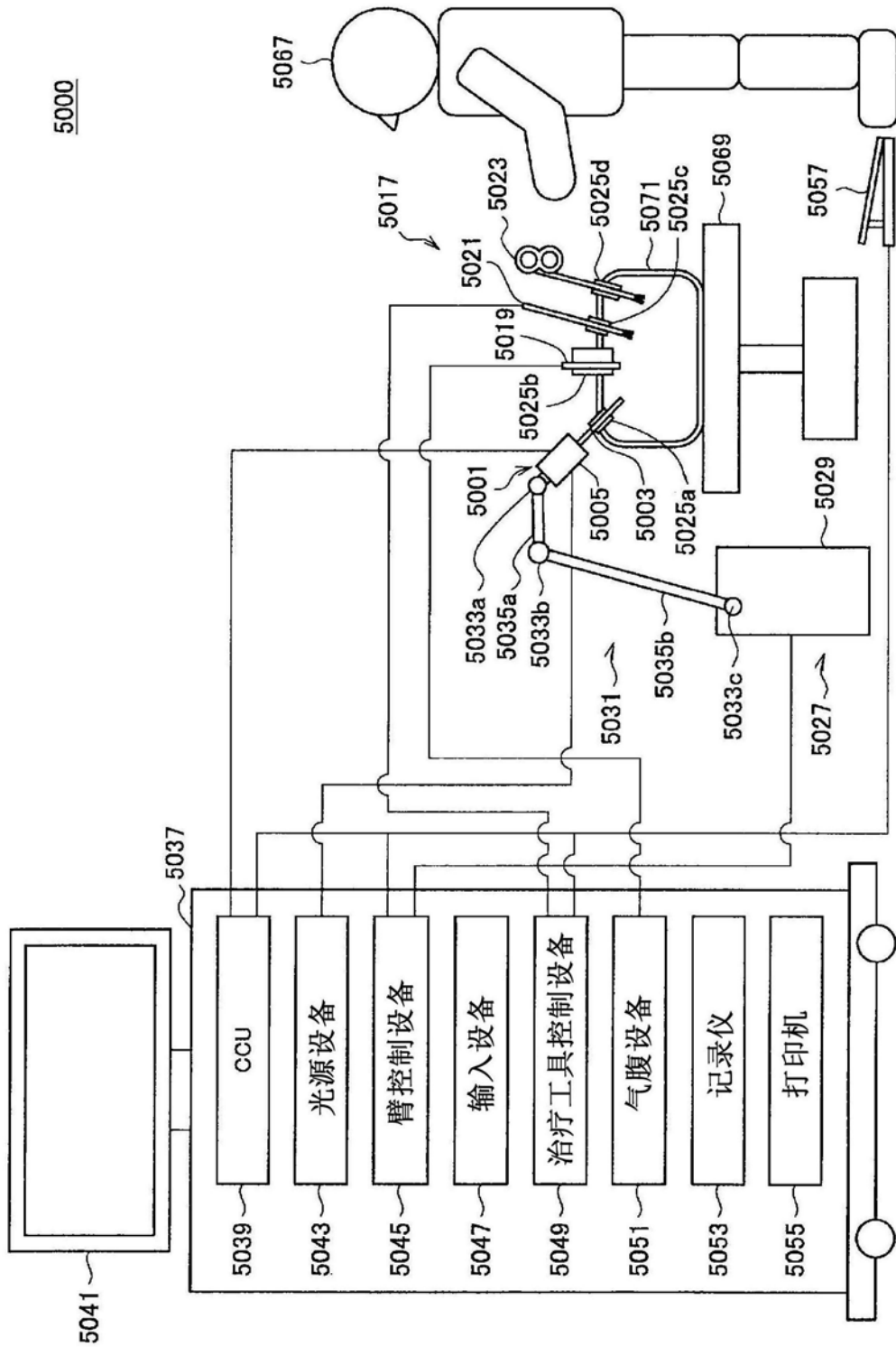


图1

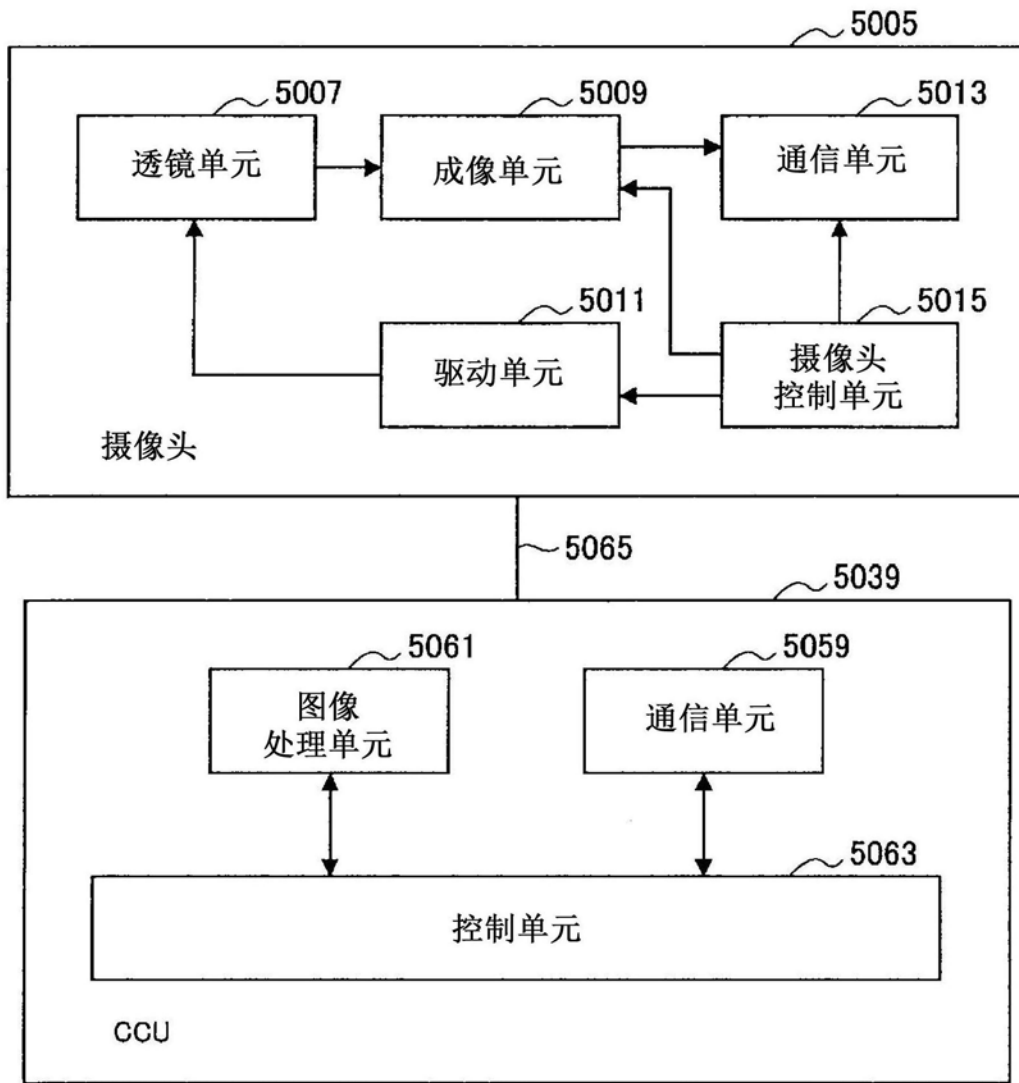


图2

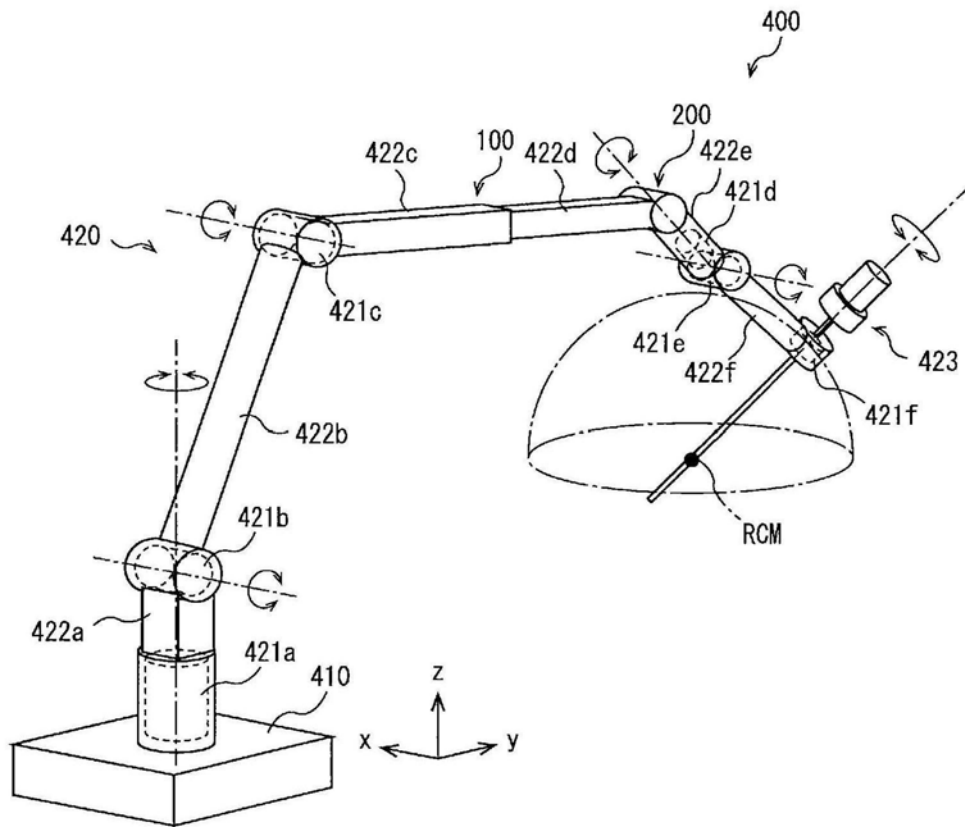


图3

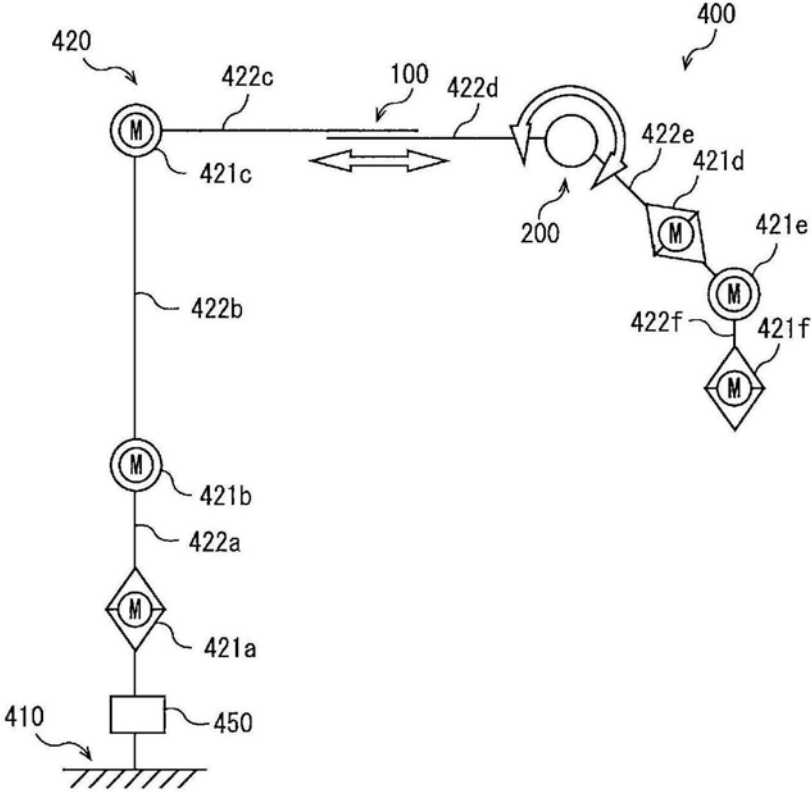


图4

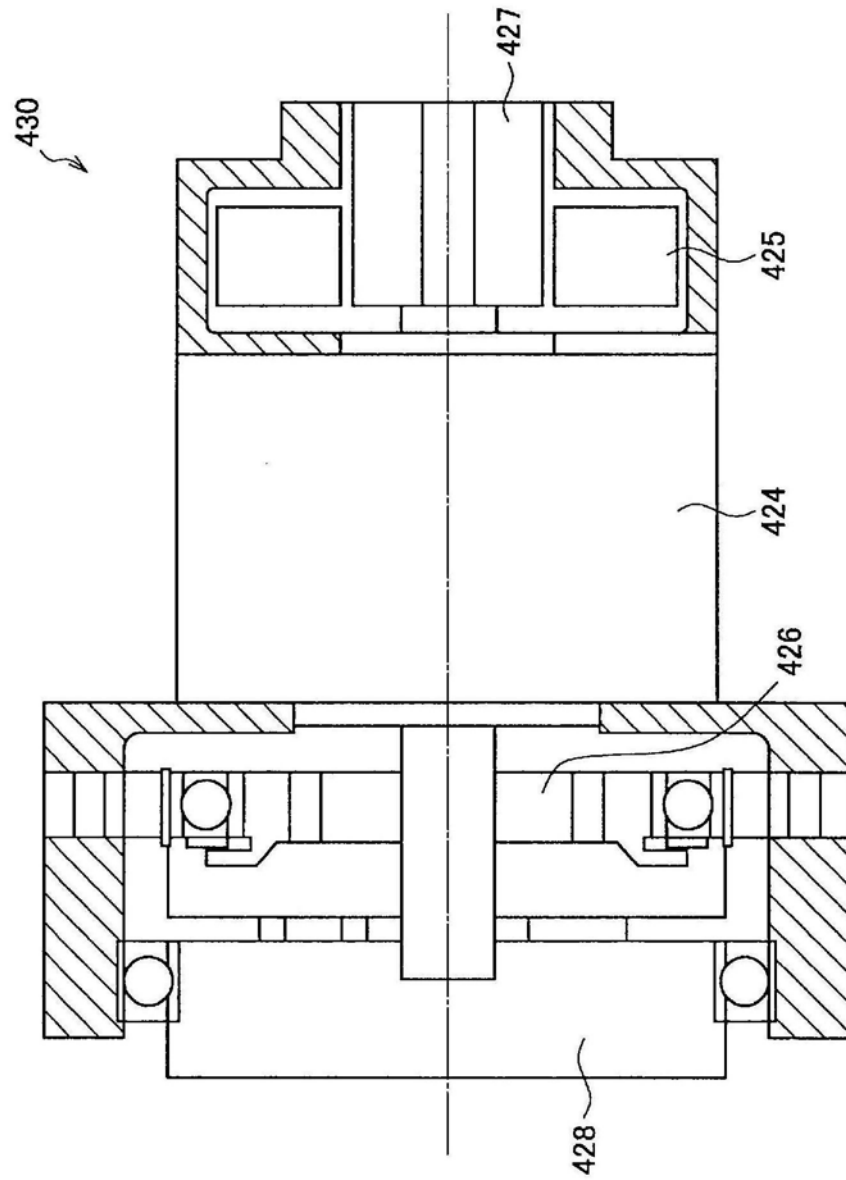


图5

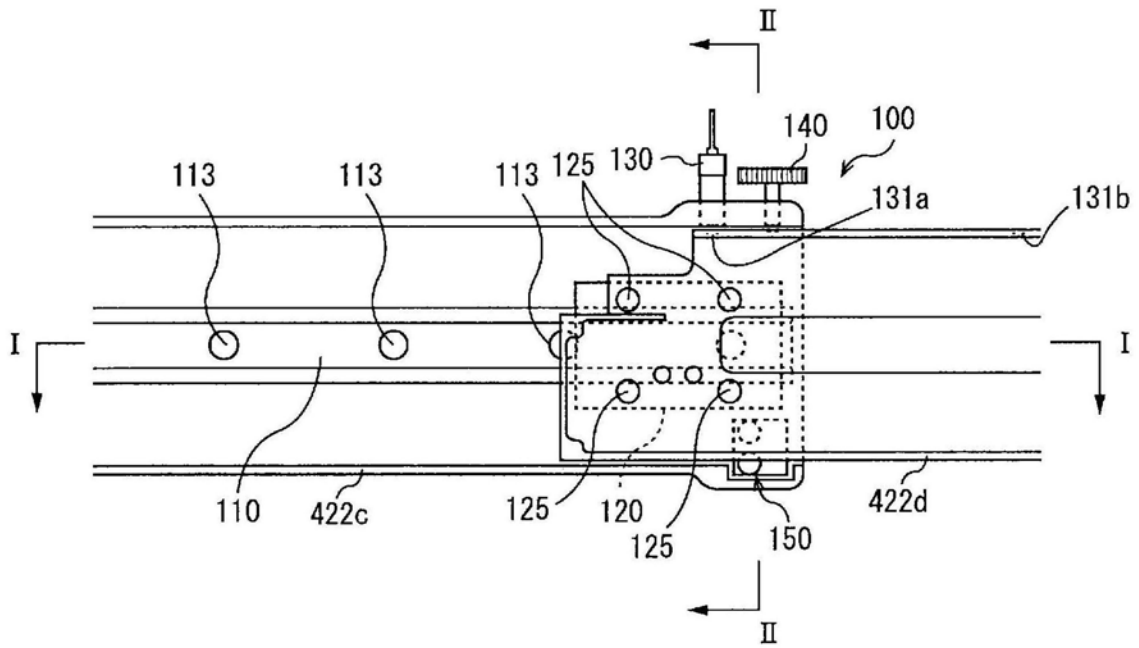


图6

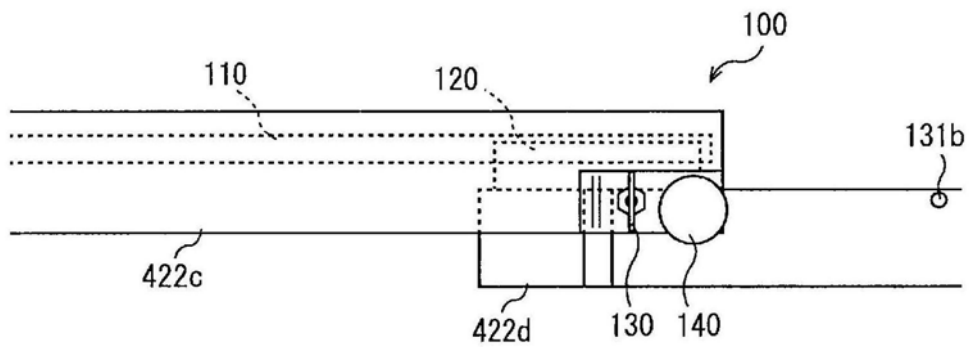


图7

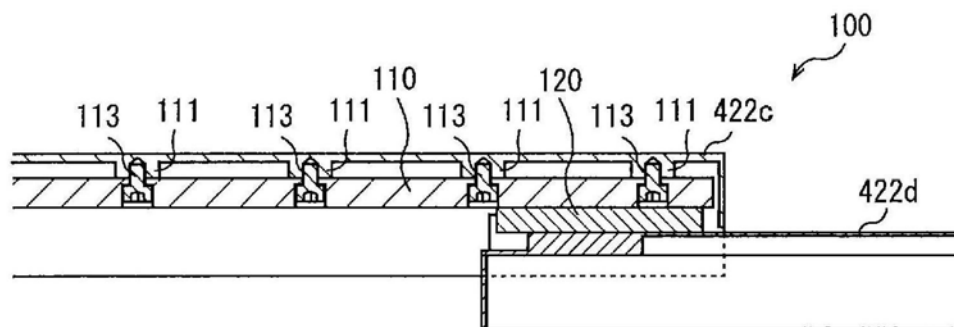


图8

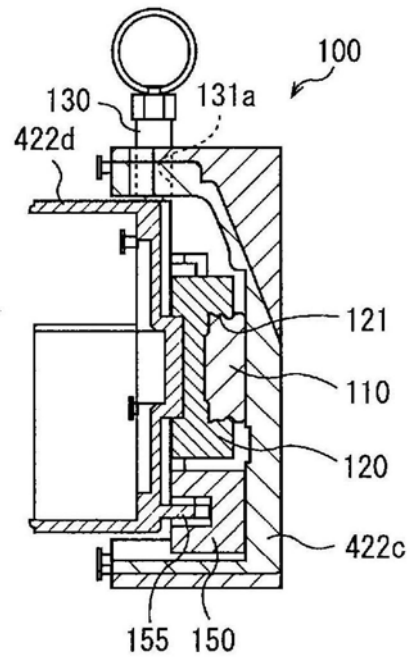


图9

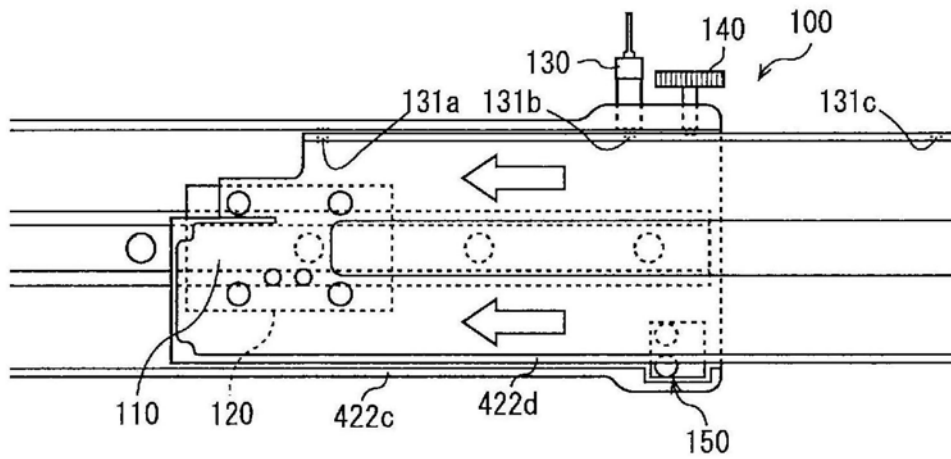


图10

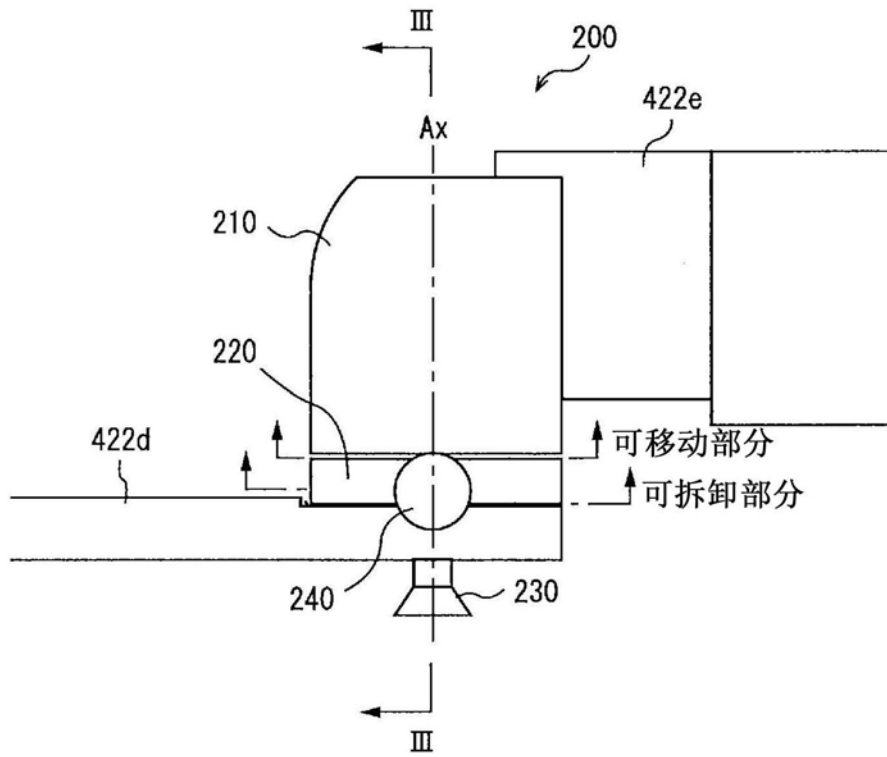


图11

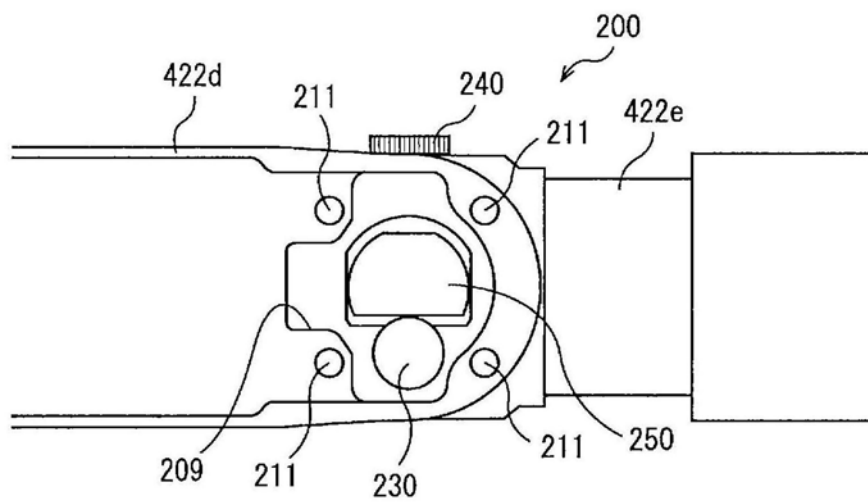


图12

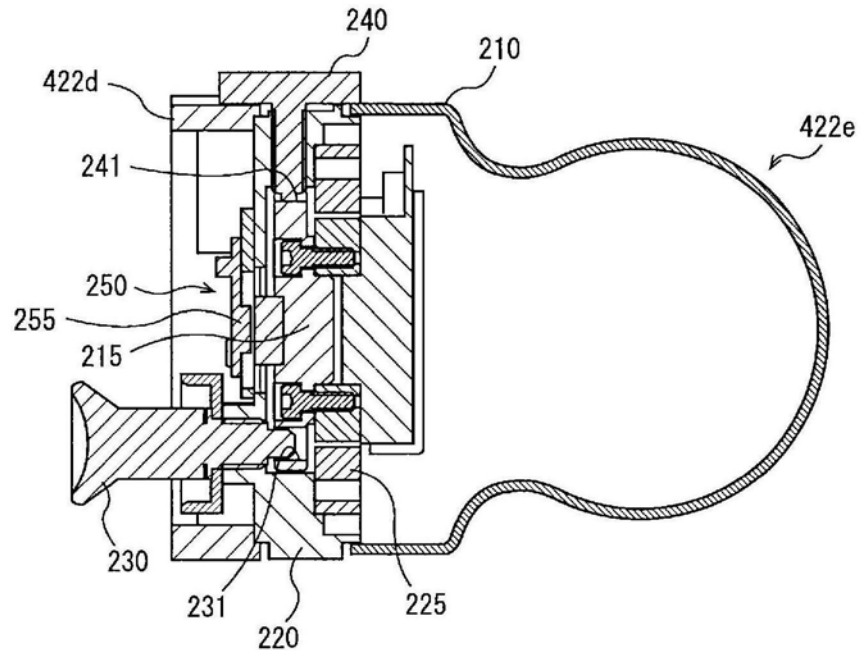


图13

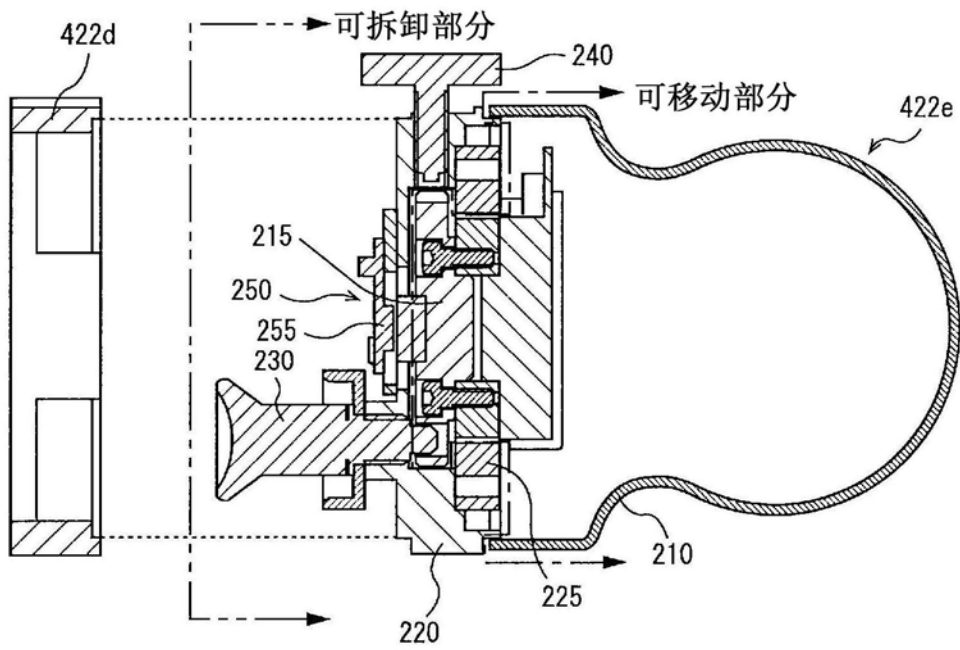


图14

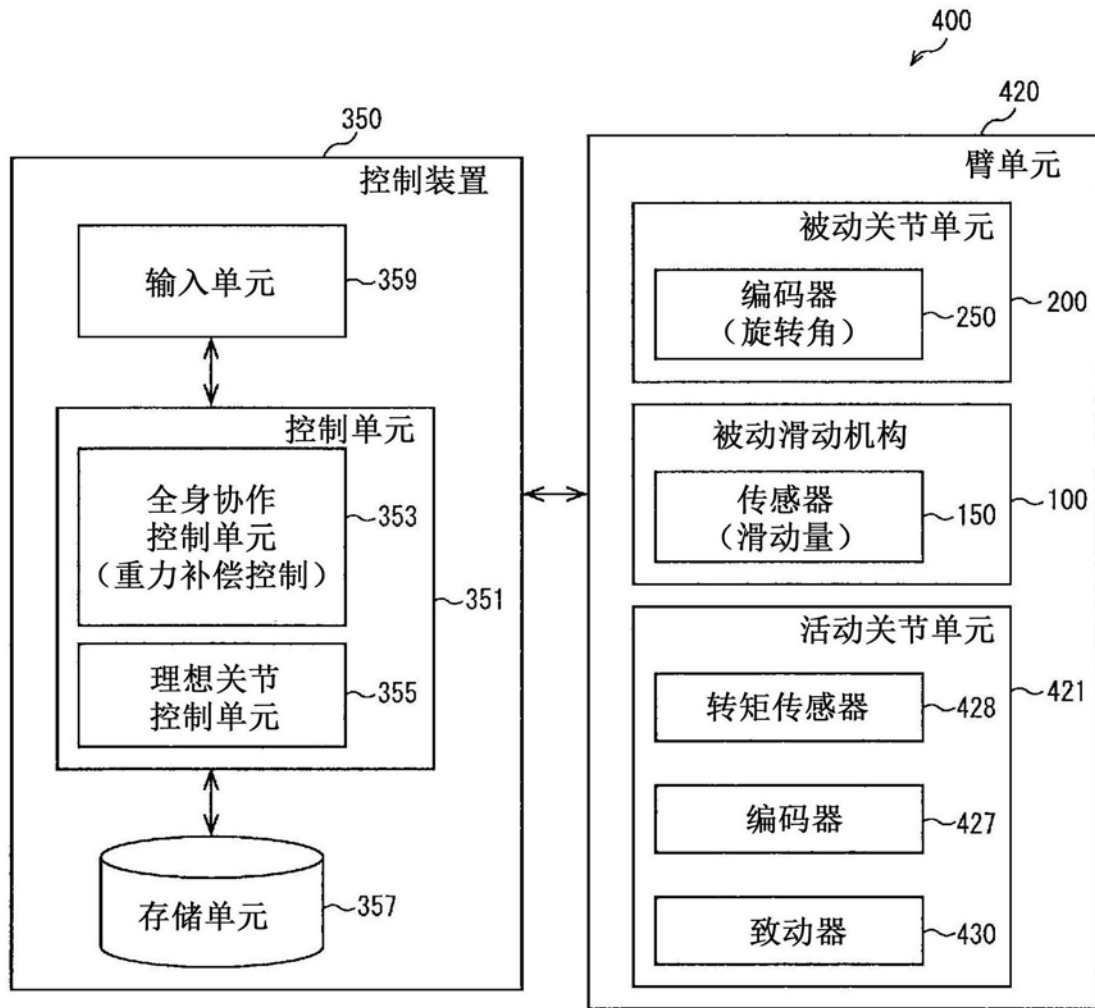


图15

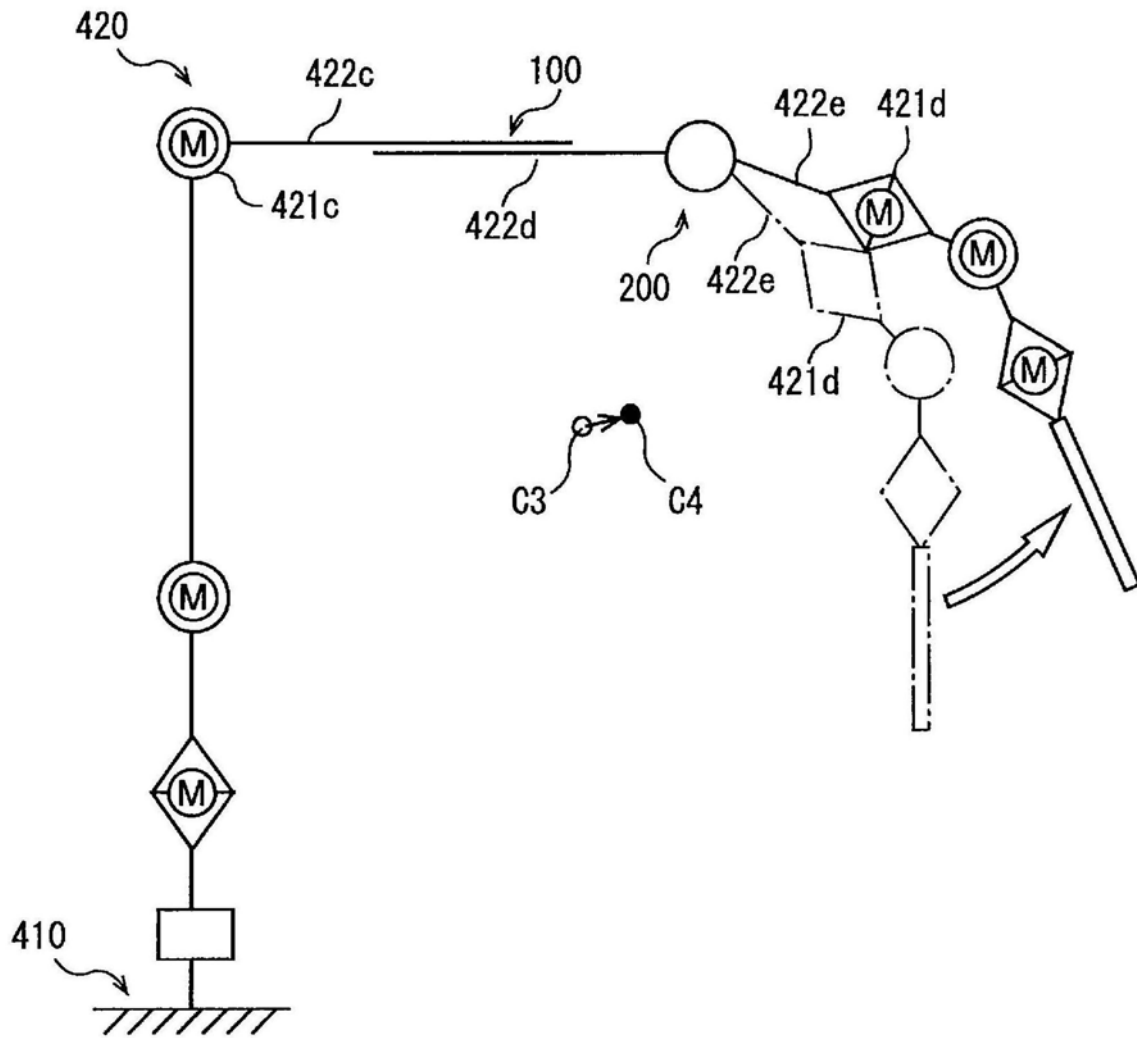


图17

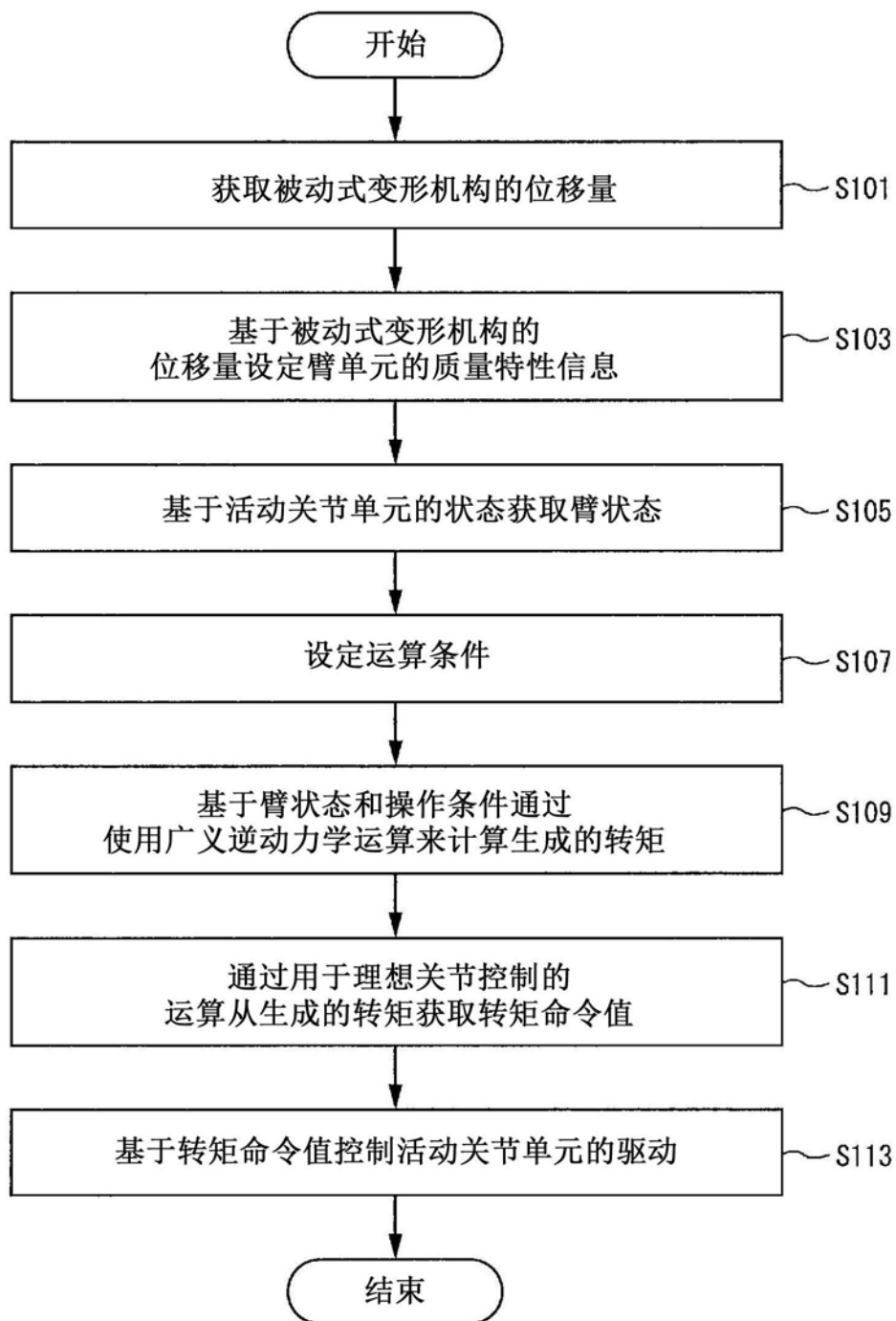


图18

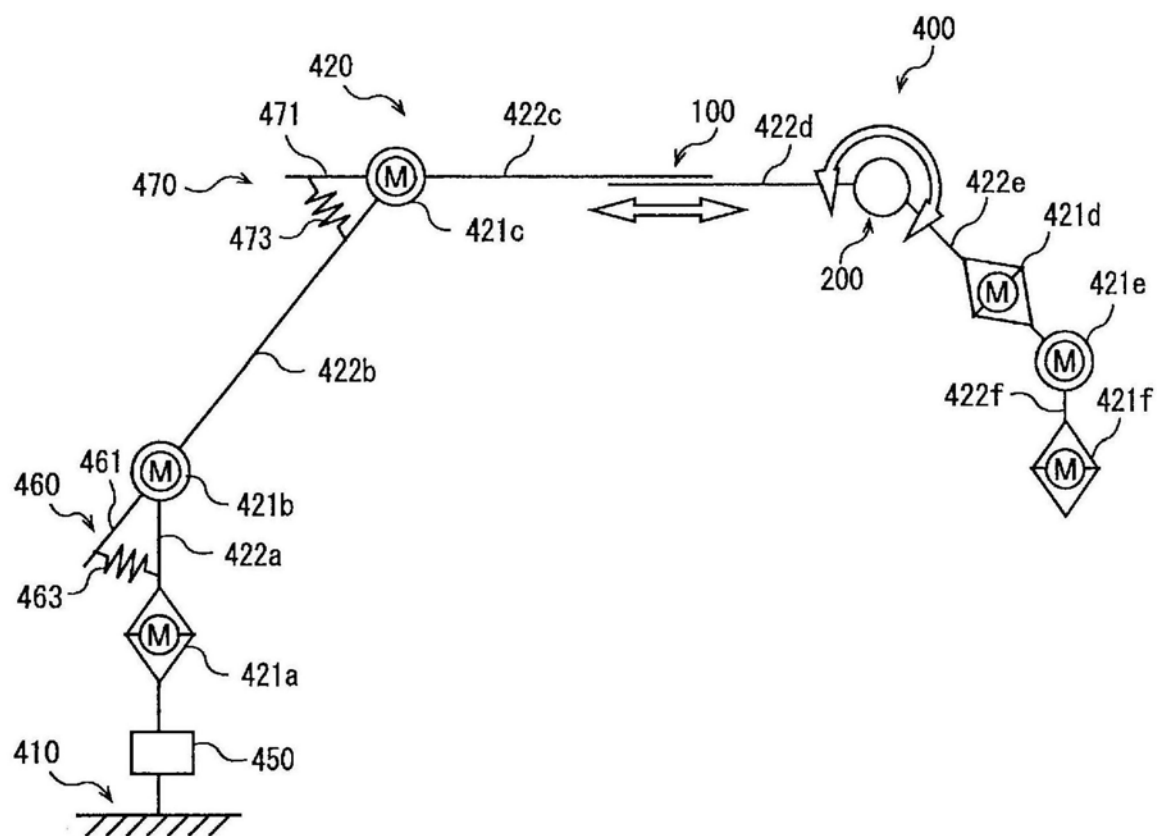


图19

专利名称(译)	医疗支撑臂装置		
公开(公告)号	CN109890310A	公开(公告)日	2019-06-14
申请号	CN201780067868.5	申请日	2017-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	新井淳 神川康久 小久保亘 松田康宏		
发明人	新井淳 神川康久 小久保亘 松田康宏		
IPC分类号	A61B34/00 A61B34/30		
CPC分类号	A61B34/30 A61B34/70 A61B34/20 A61B2034/2055 A61B2034/301		
代理人(译)	余刚		
优先权	2016217751 2016-11-08 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种医疗支撑系统，包括支撑臂和处理电路，其中，该支撑臂具有一个或多个活动关节以及一个或多个被动耦合机构，该处理电路被配置为获得指示由于一个或多个被动耦合机构的移动而引起的变化的信息并且基于所获得的指示该变化的信息控制一个或多个活动关节。

