



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109922933 A

(43)申请公布日 2019.06.21

(21)申请号 201780068046.9

(22)申请日 2017.10.13

(30)优先权数据

2016-219522 2016.11.10 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/JP2017/037110 2017.10.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/088113 JA 2018.05.17

(71)申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72)发明人 小久保亘 福岛哲治 坪井利充

(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 吴孟秋

(51)Int.Cl.

B25J 19/00(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 90/25(2006.01)

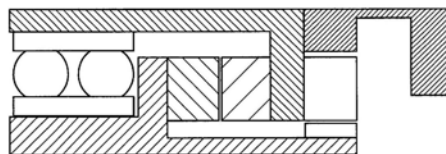
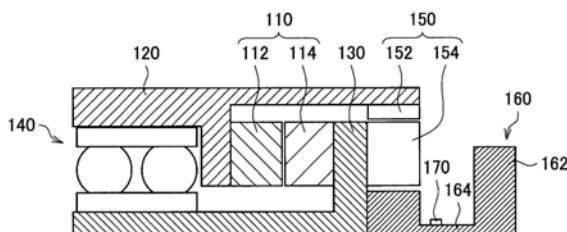
权利要求书1页 说明书16页 附图7页

(54)发明名称

关节驱动致动器和医疗系统

(57)摘要

为了形成配备有制动功能的更简单的关节驱动致动器。[解决方案]根据本公开的关节驱动致动器设置有：超声波电动机，生成用于驱动关节的驱动力；转矩传感器，检测施加到关节的外力；以及编码器，检测超声波电动机的旋转角。通过这个构造，可以形成配备有制动功能的更简单的关节驱动致动器。



1. 一种关节驱动致动器,包括:
超声波电动机,被配置为生成用于驱动关节的驱动力;
转矩传感器,被配置为检测施加到所述关节的外力;以及
编码器,被配置为检测所述超声波电动机的旋转角。
2. 根据权利要求1所述的关节驱动致动器,其中,基于由所述转矩传感器检测到的外力驱动所述超声波电动机。
3. 根据权利要求1所述的关节驱动致动器,其中,基于由所述编码器检测到的旋转角驱动所述超声波电动机。
4. 根据权利要求1所述的关节驱动致动器,
其中,所述超声波电动机的定子被固定至在所述关节中相对旋转的一个臂的一侧,并且
所述超声波电动机的转子被固定至在所述关节中相对旋转的另一个臂的一侧。
5. 根据权利要求4所述的关节驱动致动器,包括
固定至所述转子的旋转构件,
其中,所述旋转构件被固定至在所述关节中相对旋转的所述另一个臂的所述一侧。
6. 根据权利要求5所述的关节驱动致动器,其中,所述转矩传感器由安装在所述旋转构件上的应变计构成。
7. 根据权利要求1所述的关节驱动致动器,其中,所述关节驱动致动器设置在被配置为支撑医疗装置的支撑臂的所述关节中。
8. 一种医疗系统,包括:
多关节臂,包括多个关节部分和被配置为能够旋转地连接所述多个关节部分的多个连杆,并且所述多关节臂被配置为能够在远端处支撑被配置为观察手术区域的成像装置;以及
控制系统,被配置为控制所述多关节臂改变所述成像装置相对于所述手术区域的位置和姿势,
其中,所述多个关节部分中的至少一个包括:
超声波电动机,被配置为生成用于驱动关节的驱动力,
转矩传感器,被配置为检测施加到所述关节的外力,以及
编码器,被配置为检测所述超声波电动机的旋转角。
9. 根据权利要求8所述的医疗系统,其中,所述成像装置是显微镜。
10. 根据权利要求8所述的医疗系统,其中,所述成像装置是内窥镜。
11. 根据权利要求8所述的医疗系统,其中,所述多个关节部分中的至少一个包括:
电磁电动机,被配置为生成用于驱动关节的驱动力。
12. 根据权利要求8所述的医疗系统,其中,在所述超声波电动机的空心部分中布置有线束。

关节驱动致动器和医疗系统

技术领域

[0001] 本公开涉及关节驱动致动器和医疗系统。

背景技术

[0002] 常规地,例如,下面的专利文献1描述了一种致动器,其可以通过直接控制关节成形力的力控制方法适当地控制关节致动器的驱动。

[0003] 引用列表

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:JP 4715863B

发明内容

[0006] 技术问题

[0007] 如在专利文献1中描述的致动器包括转矩传感器、编码器、减速器、电磁电动机、电动机驱动器、以及用于控制的微计算机。除此之外,为了对在电力丢失期间臂的下降采取措施,制动闸被进一步添加至致动器。因此,制动闸需要被进一步添加至上述构造,随之而来的问题在于该构造变得复杂且更大。

[0008] 因此,需要更简单地构造具有制动闸的功能的关节驱动致动器。

[0009] 问题的解决方案

[0010] 根据本公开,提供了关节驱动致动器,包括:超声波电动机,被配置为生成用于驱动关节的驱动力;转矩传感器,被配置为检测施加到关节的外力;以及编码器,被配置为检测超声波电动机的旋转角。

[0011] 另外,根据本公开,提供了一种医疗系统,包括:多关节臂,包括多个关节部分和被配置为旋转地连接多个关节部分的多个连杆,并且多关节臂被配置为能够在远端处支撑被配置为观察手术区域的成像装置;以及控制系统,被配置为控制多关节臂改变成像装置相对于手术区域的位置和姿势。多个关节部分中的至少一个包括超声波电动机,被配置为生成用于驱动关节的驱动力;转矩传感器,被配置为检测施加到关节的外力;以及编码器,被配置为检测超声波电动机的旋转角。

[0012] 本发明的有益效果

[0013] 根据以上描述的本公开,可以更简单地构造具有制动闸的功能的关节驱动致动器。

[0014] 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

[0015] [图1]图1是描绘了可以应用根据本公开的技术的内窥镜手术系统的示意性构造的一个实例的图。

[0016] [图2]图2是描绘了在图1中描绘的摄像头和CCU的功能构造的一个实例的框图。

[0017] [图3]图3是示出了根据本实施方式的致动器的构造实例的截面图。

[0018] [图4]图4示意性地示出了根据本实施方式的致动器的外部以及该致动器的示意性构造。

[0019] [图5]图5示意性地示出了在专利文献1中描述的致动器的截面图以及该致动器的示意性构造。

[0020] [图6]图6是描绘了可以应用根据本公开的技术的显微镜手术系统的示意性构造的一个实例的图。

[0021] [图7]图7是示出了其中使用了图6中描绘的显微镜手术系统的手术的状态的图。

具体实施方式

[0022] 在下文中,将参照附图详细描述本公开的优选实施方式。应注意,在本说明书和附图中,具有基本上相同的功能和结构的结构元件利用相同的参考标号表示,并且省略这些结构元件的重复说明。

[0023] 应注意,将按照以下顺序进行描述。

[0024] 1.内窥镜系统的构造实例

[0025] 2.根据本实施方式的致动器的构造实例

[0026] 3.应用例

[0027] 1.内窥镜系统的构造实例

[0028] 图1是可以应用根据本公开的一个实施方式的技术的内窥镜手术系统5000的示意性构造的一个实例的图。在图1中,示出了外科医生(医师(medical doctor))5067正在使用内窥镜手术系统5000对病床5069上的患者5071进行手术的状态。如所描绘的,内窥镜手术系统5000包括内窥镜5001、其他手术工具5017、支撑内窥镜5001的支撑臂装置5027和安装用于内窥镜手术的各种装置的手推车5037。

[0029] 在内窥镜手术中,代替切割腹壁来进行剖腹术,将称为套管针的多个管状开孔设备5025a至5025d用于刺破腹壁。然后,通过套管针5025a至5025d将内窥镜5001的透镜镜筒5003和其他手术工具5017插入到患者5071的体腔中。在所描绘的实例中,作为其他的手术工具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是通过高频电流或超声波振动进行组织的切割和剥离、血管的密封等的治疗工具。然而,描绘的手术工具5017仅是一个实例,可以将通常用于内窥镜手术的各种手术工具例如镊子或牵引器用作手术工具5017。

[0030] 通过内窥镜5001成像的患者5071的体腔中的手术区域的图像显示在显示装置5041上。外科医生5067将在实时基础上观看显示在显示装置5041上的手术区域的图像的同时使用能量治疗工具5021或钳子5023来进行治疗如例如切除患部。应注意尽管没有描绘,气腹管5019、能量治疗工具5021和钳子5023由外科医生5067或者助手等在手术期间握持。

[0031] (支撑臂装置)

[0032] 支撑臂装置5027包括从底座单元5029延伸的臂单元5031。在所描绘的实例中,臂单元5031包括关节部分5033a、5033b和5033c和连杆5035a和5035b并在臂控制装置5045的控制下驱动。内窥镜5001由臂单元5031支撑从而控制内窥镜5001的位置和姿态。因此,可以

实现内窥镜5001的位置的稳定固定。

[0033] (内窥镜)

[0034] 内窥镜5001包括其远端的预定长度的区域插入到患者5071的体腔中的透镜镜筒5003和连接到透镜镜筒5003的近端的摄像头5005。在所描绘的实例中,描绘了内窥镜5001,其包括具有硬质的透镜镜筒5003的硬质镜。然而,内窥镜5001也可以包括具有软质透镜镜筒5003的软质镜。

[0035] 透镜镜筒5003在其远端具有安装物镜的开口。光源装置5043连接到内窥镜5001使得通过在透镜镜筒5003内延伸的光导将由光源装置5043产生的光引入到透镜镜筒的远端并通过物镜照射向患者5071的体腔的观察目标。应注意内窥镜5001可以是直视镜或可以是斜视镜或侧视镜。

[0036] 摄像头5005内设置有光学系统和摄像元件使得来自观察目标的反射光(观察光)通过光学系统在摄像元件上聚集。观察光通过摄像元件光电转换来产生对应于观察光的电信号,即对应于观察图像的图像信号。图像信号作为RAW数据传输到CCU 5039。应注意通过合适地驱动摄像头5005的光学系统,使摄像头5005具有调节放大倍数和焦距的功能。

[0037] 应注意为了建立与例如立体视觉(三维(3D)显示)的兼容性,可以在摄像头5005上设置多个摄像元件。在这种情况下,可以在透镜镜筒5003内设置多个中继光学系统以将观察光引导至多个摄像元件中的每个中。

[0038] (搭载在推车中的各种装置)

[0039] CCU 5039包括中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)等,整体控制内窥镜5001和显示装置5041的操作。具体地,CCU 5039对从摄像头5005接收的图像信号进行各种图像处理用于基于图像信号显示图像,如例如显影处理(去马赛克处理)等。CCU 5039向显示装置5041提供已经进行了图像处理的图像信号。进一步地,CCU 5039将控制信号传输至摄像头5005以控制摄像头5005的驱动。控制信号可以包括与摄像条件如放大倍数或焦距有关的信息。

[0040] 显示装置5041在CCU 5039的控制下显示基于图像信号的图像,对该图像信号已经通过CCU 5039进行了图像处理。如果内窥镜5001准备用于高分辨如4K(水平像素量3840×竖直像素量2160)、8K(水平像素量7680×竖直像素量4320)等的成像和/或准备用于3D显示,那么也可以使用相对应的可以高分辨显示的装置和/或可以3D显示的装置作为显示装置5041。在装置准备用于高分辨如4K或8K的成像时,如果用作显示装置5041的显示装置具有等于或不小于55英寸的尺寸,那么可以得到更逼真的体验。进一步地,可以根据用途提供具有不同分辨率和/或不同尺寸的多个显示装置5041。

[0041] 光源装置5043包括光源例如发光二极管(LED)等,并在将手术区域成像到内窥镜5001上时供应照射光。

[0042] 臂控制装置5045包括处理器例如CPU等,并根据预定程序操作来根据预定的控制方法控制支撑臂装置5027的臂单元5031的驱动。

[0043] 输入装置5047是用于内窥镜手术系统5000的输入接口。使用者可以通过输入装置5047进行输入,将各种信息或指令输入到内窥镜手术系统5000中。例如,使用者将通过输入装置5047输入与手术有关的各种信息如患者的身体信息、关于手术的手术流程的信息等。进一步地,使用者将通过输入装置5047输入例如驱动臂单元5031的指令、改变内窥镜5001

的摄像条件(照射光的类型、放大倍数、焦距等)的指令、驱动能量治疗工具5021的指令等。

[0044] 输入装置5047的类型不受限制且可以是已知的各种输入装置中的任一种。例如,可以将鼠标、键盘、触板、开关、脚踏开关5057和/或操纵杆等用作输入装置5047。在将触板用作输入装置5047时,可以将其设置在显示装置的5041显示面。

[0045] 或者,输入装置5047是安装在使用者上的设备,例如眼镜型的可佩戴设备或头戴式显示器(HMD),并响应于通过提到的任何设备所检测的使用者的手势或视线进行各种输入。进一步地,输入装置5047包括可以检测使用者的运动的摄像机,并响应于由摄像机成像的视频检测的使用者的手势或视线进行各种输入。更进一步地,输入装置5047包括麦克风,其可以收集使用者的声音,以及由通过麦克风收集的声音进行各种输入。通过配置输入装置5047使得可以以这种方式以非接触形式输入各种信息,尤其是属于干净区域的使用者(例如外科医生5067)可以以非接触形式操作属于不干净区域的装置。进一步地,由于使用者可以在不放下其手中持有的手术工具的情况下操作装置,所以对使用者的便利性得到改善。

[0046] 治疗工具控制装置5049控制能量治疗工具5021的驱动用于组织的灼烧或切割、血管的密封等。气腹装置5051通过气腹管5019向患者5071的体腔中进料气体来使体腔充气以确保内窥镜5001的视野和确保外科医生的工作空间。记录仪5053是能够记录与手术有关的各种信息的装置。打印机5055是能够将与手术有关的信息通过如文本、图像或图表等各种形式打印的装置。

[0047] 以下尤其更详细地描述了内窥镜手术系统5000的特征构造。

[0048] (支撑臂装置)

[0049] 支撑臂装置5027包括用作底座的底座单元5029和从底座单元5029延伸的臂单元5031。在所描绘的实例中,臂单元5031包括多个关节部分(连接部分,joint portion)5033a、5033b和5033c以及通过关节部分5033b彼此连接的多个连杆5035a和5035b。在图1中,为了简化示意图,以简化形式描绘了臂单元5031的构造。实际上,可以合适地设定关节部分5033a至5033c以及连杆5035a和5035b的形状、数量和布置以及关节部分5033a至5033c的旋转轴线的方向等使得臂单元5031具有期望的自由度。例如,臂单元5031可以优选地配置为使得其具有等于或不小于6自由度的自由度。这使得可以在臂单元5031的可移动范围内自由地移动内窥镜5001,从而可以从期望的方向将内窥镜5001的透镜镜筒5003插入到患者5071的体腔中。

[0050] 关节部分5033a至5033c中设置有致动器,以及关节部分5033a至5033c配置为通过驱动各个致动器,它们可围绕它们的预定旋转轴线旋转。通过臂控制装置5045控制致动器的驱动来控制每个关节部分5033a至5033c的旋转角,从而控制臂单元5031的驱动。因此,可以实现对内窥镜5001的位置和姿态的控制。此时,臂控制装置5045可以通过已知的各种控制方法如受力控制或位置控制来控制臂单元5031的驱动。

[0051] 例如,如果外科医生5067通过输入装置5047(包括脚踏开关5057)合适地进行操作输入,那么可以响应于操作输入通过臂控制装置5045合适地控制臂5031的驱动来控制内窥镜5001的位置和姿态。在位于臂单元5031的远端的内窥镜5001通过刚刚描述的控制从任意位置移动到不同的任意位置之后,内窥镜5001可以固定支撑在移动之后的位置处。应注意可以以主从方式操作臂单元5031。在这种情况下,使用者可以通过放置在远离手术室的地

方的输入装置5047远程控制臂单元5031。

[0052] 进一步地,在应用受力控制时,臂控制装置5045可以进行动力辅助的控制来驱动关节部分5033a至5033c的致动器使得臂单元5031可以接收使用者的外力并遵循外力平稳地移动。如此,当使用者直接接触和移动臂单元5031时,可以通过相对弱的力移动臂单元5031。因此,使用者可以通过更简单和更容易的操作来更直观地移动内窥镜5001,且对使用者的便利性可以得到改善。

[0053] 此处,通常在内窥镜手术中,内窥镜5001由称为scopist的医师握持。相反,在使用支撑臂装置5027时,可以在不用手的情况下更有把握地固定内窥镜5001的位置,且因此可以稳定地得到手术区域的图像以及可以平稳地进行手术。

[0054] 应注意不一定将臂控制装置5045设置在推车5037上。进一步地,臂控制装置5045可以不一定是单个装置。例如,可以将臂控制装置5045设置在支撑臂装置5027的臂单元5031的每个关节部分5033a至5033c中,使得多个臂控制装置5045彼此协作来实现臂单元5031的驱动控制。

[0055] (光源装置)

[0056] 在将手术区域成像到内窥镜5001上时,光源装置5043供应照射光。光源装置5043包括白色光源,其包括例如LED、激光源或它们的组合。在这种情况下,在白色光源包括红色、绿色和蓝色(RGB)激光源的组合时,由于可以通过高精度地控制每种颜色(每种波长)的输出强度和输出时间,所以可以通过光源装置5043进行拍摄的图像的白平衡的调节。进一步地,在这种情况下,如果来自各个RGB激光源的激光束按时间区分照射在观察目标上以及与照射时间同步控制摄像头5005的摄像元件的驱动,那么可以按时间区分来拍摄各自对应于R、G和B颜色的图像。根据刚刚所描述的方法,即使没有为摄像元件设置滤色器,也可以得到彩色图像。

[0057] 进一步地,可以控制光源装置5043的驱动使得输出的光强度针对每种预定的时间改变。通过与光强度的改变的时间同步控制摄像头5005的摄像元件的驱动来获取根据时间区分的图像,并合成图像,可以生成没有曝光不足的过厚阴影和曝光过度的加亮区的高动态范围的图像。

[0058] 进一步地,可以将光源装置5043配置为供应预定波段的光,准备用于特定的光观察。在特定的光观察中,例如,通过利用身体组织对较窄频带照射光与普通观察时的照射光(即白光)相比的光吸收的波长依赖性,以高对比度进行预定组织如粘膜表面部分的血管等的成像的窄频带光观察(窄频带成像)。可替换地,在特定的光观察中,可以进行荧光观察用于得到图像,荧光由照射激发光产生。在荧光观察中,可以通过在身体组织上照射激发光进行身体组织的荧光观察(自身荧光观察)或可以通过将试剂如靛青绿(ICG)局部注射到身体组织中并照射对应于试剂的荧光波长的激发光到身体组织上得到荧光图像。光源装置5043可以配置为供应适用于上述的特定光观察的这种窄频带光和/或激发光。

[0059] (摄像头和CCU)

[0060] 参考图2更详细地描述了内窥镜5001的摄像头5005和CCU 5039的功能。图2是描绘了在图1中描绘的摄像头5005和CCU 5039的功能构造的一个实例的框图。

[0061] 参照图2,摄像头5005作为其功能件具有透镜单元5007、摄像单元5009、驱动单元5011、通信单元5013和摄像头控制单元5015。进一步地,CCU 5039作为其功能件具有通信单

元5059、图像处理单元5061和控制单元5063。摄像头5005和CCU 5039通过传输电缆5065连接以彼此双向通信。

[0062] 首先,对摄像头5005的功能结构进行描述。透镜单元5007是设置在摄像头5005与透镜镜筒5003的连接位置处的光学系统。从透镜镜筒5003的远端吸收的观察光被引入到摄像头5005中并进入透镜单元5007。透镜单元5007包括多个透镜的组合,包括变焦透镜和聚焦透镜。透镜单元5007调节其光学性质使得观察光在摄像单元5009的摄像元件的光接收面上聚集。进一步地,配置变焦透镜和聚焦透镜使得它们在它们的光轴上的位置是可移动的,从而调节拍摄的图像的放大倍数和焦点。

[0063] 摄像单元5009包括摄像元件并布置在透镜单元5007的后段处。通过透镜单元5007的观察光在摄像元件的光接收面上聚集,并通过摄像元件的光电转换产生对应于观察图像的图像信号。将通过摄像单元5009产生的图像信号提供至通信单元5013。

[0064] 将例如互补金属氧化物半导体(CMOS)类型的图像传感器用作包括在摄像单元5009中的摄像元件,其具有Bayer排列并能够拍摄有颜色的图像。应注意摄像元件可以使用例如能够成像等于或不小于4K的高分辨率的图像的摄像元件。如果得到高分辨率的手术区域的图像,那么外科医生5067可以更详细地了解手术区域的状态以及可以更平稳地进行手术。

[0065] 进一步地,包括在摄像单元5009中的摄像元件包括具有与3D显示兼容的用于获取右眼和左眼的图像信号的一对摄像元件。在应用3D显示时,外科医生5067可以更精确地了解手术区域中的活体组织的深度。应注意如果将摄像单元5009配置为多板型,那么对应于摄像单元5009的单个摄像元件,透镜单元5007也被配置为多个系统。

[0066] 进一步地,摄像单元5009可以不一定被设置在摄像头5005上。例如,可以将摄像单元5009正好设置在透镜镜筒5003内的物镜的后面。

[0067] 驱动单元5011包括致动器并在摄像头控制单元5015的控制下以沿着光轴的预定距离移动透镜单元5007的变焦透镜和聚焦透镜。因此,可以合适地调节通过摄像单元5009拍摄的图像的放大倍数和焦点。

[0068] 通信单元5013包括用于将各种信息传输至CCU 5039和接收来自CCU 5039的各种信息的通信装置。通信单元5013通过传输电缆5065将由摄像单元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拍摄的手术区域的图像,优选地通过光通信传输图像信号。这是因为在手术时外科医生5067在通过拍摄的图像观察患部的状态的同时进行手术,要求尽可能地在实时基础上显示手术区域的移动图像以实现高度安全和毫无疑问的手术。在应用光通信时,在通信单元5013中设置用于将电信号转换为光信号的光电转换模块。在通过光电转换模块将图像信号转换为光信号后,通过传输电缆5065将其传输到CCU 5039。

[0069] 进一步地,通信单元5013接收来自CCU 5039用于控制摄像头5005的驱动的控制信号。控制信号包括与摄像条件有关的信息如例如指定拍摄图像的帧速率的信息、指定拍摄图像时的曝光值的信息和/或指定拍摄图像的放大倍数和焦点的信息。通信单元5013将接收的控制信号提供至摄像头控制单元5015。应注意也可以通过光通信传输来自CCU 5039的控制信号。在这种情况下,在通信单元5013中设置用于将光信号转换为电信号的光电转换模块。在通过光电转换模块将控制信号转换为电信号之后,将其提供至摄像头控制单元

5015。

[0070] 应注意摄像条件如帧速率、曝光值、放大倍数或焦点是基于获取的图像信号通过CCU 5039的控制单元5063自动设定的。换句话说,在内窥镜5001中搭载了自动曝光(AE)功能、自动聚焦(AF)功能和自动白平衡(AWB)功能。

[0071] 摄像头控制单元5015基于通过通信单元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基于指定拍摄的图像的帧速率的信息和/或指定摄像时的曝光值的信息控制摄像单元5009的摄像元件的驱动。进一步地,例如,摄像头控制单元5015基于指定拍摄的图像的放大倍数和焦点的信息通过驱动单元5011合适地移动透镜单元5007的变焦透镜和聚焦透镜。摄像头控制单元5015可以进一步包括用于存储识别透镜镜筒5003和/或摄像头5005的信息的功能件。

[0072] 应注意通过在具有高气密性和防水性的密封结构中布置组件如透镜单元5007和摄像单元5009等,可以使得摄像头5005具有对高压釜杀菌过程的耐性。

[0073] 现在,描述CCU 5039的功能构造。通信单元5059包括用于将各种信息传输至摄像头5005和接收来自摄像头5005的各种信息的通信装置。通信单元5059通过传输电缆5065接收从摄像头5005传输至其的图像信号。此时,可以优选地通过如上所述的光通信传输图像信号。在这种情况下,为了与光通信兼容,通信单元5059包括用于将光信号转换为电信号的光电转换模块。通信单元5059向图像处理单元5061提供转换为电信号的图像信号。

[0074] 进一步地,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。也可以通过光通信传输控制信号。

[0075] 图像处理单元5061对从摄像头5005传输至其的RAW数据形式的图像信号进行各种图像处理。图像处理包括已知的各种信号处理例如显影处理、图像质量改善处理(带宽增强处理、超分辨率处理、噪音减弱(降噪,noise reduction,NR)处理和/或抖动矫正处理)和/或放大处理(电子调焦处理)。进一步地,图像处理单元5061对图像信号进行检波处理以进行AE、AF和AWB。

[0076] 图像处理单元5061包括处理器如CPU或GPU等,以及当处理器根据预定程序操作时,可以进行图像处理和检测处理。应注意在图像处理单元5061包括多个GPU时,图像处理单元5061合适地划分与图像信号有关的信息使得通过多个GPU同时进行图像处理。

[0077] 控制单元5063进行关于通过内窥镜5001拍摄的手术区域的图像和拍摄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,如果由使用者输入摄像条件,那么控制单元5063基于使用者的输入产生控制信号。可替换地,如果内窥镜5001结合了AE功能、AF功能和AWB功能时,控制单元5063响应于通过图像处理单元5061的检波处理的结果合适地计算最佳曝光值、焦距和白平衡并产生控制信号。

[0078] 进一步地,控制单元5063控制显示装置5041来基于已经通过图像处理单元5061进行了图像处理的图像信号显示手术区域的图像。此时,控制单元5063使用各种图像识别技术来识别手术区域图像中的各种对象。例如,控制单元5063通过检测包括在手术区域图像中的对象的边缘的形状、颜色等可以识别手术工具如钳子、具体的活体区域、流血、当使用能量治疗工具5021时的雾气等。当其控制显示装置5041来显示手术区域的图像时,控制单元5063利用识别结果将各种手术支持信息以与手术区域的图像重叠的方式显示。在手术支持信息以重叠方式显示和呈现给外科医生5067时,外科医生5067可以安全和毫无疑问地进

行手术。

[0079] 将摄像头5005和CCU 5039彼此连接的传输电缆5065是用于电信号的通信的电信号电缆、用于光通信的光纤或用于电通信和光通信两者的复合电缆。

[0080] 此处,虽然在描述的实例中通过利用传输电缆5065进行有线通信,但是可以另外通过无线通信进行摄像头5005和CCU 5039之间的通信。在通过无线通信进行摄像头5005和CCU 5039之间的通信时,没有必要将传输电缆5065铺设在手术室中,因此,可以消除手术室中的医务人员的走动受到传输电缆5065的妨碍的这种情形。

[0081] 以上描述了可以应用根据本公开的实施方式的技术的内窥镜手术系统5000的一个实例。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的实施方式的技术的系统不限于该实例。例如,根据本公开的实施方式的技术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。

[0082] 2. 根据本实施方式的致动器的构造实例

[0083] 在以上描述的内窥镜手术系统5000的构造中,根据本公开的技术可以适当地应用于设置在关节部分5033a至5033c中的致动器。图3是示出了根据本实施方式的致动器100的构造实例的截面图。致动器100包括超声波电动机110、固定框架120、旋转框架130、轴承140、编码器150、输出框架160和转矩传感器170。超声波电动机110、固定框架120、旋转框架130、轴承140、编码器150和输出框架160都具有空心环形状。

[0084] 固定框架120被固定至在关节部分5033a至5033c中相对旋转的两个构件中的一个。超声波电动机110包括定子112和转子114。在定子112上,安装有生成超声波振动的压电元件(未示出)。转子114按压定子112的振动表面,并且通过定子112的超声波振动进行旋转。旋转框架130相对于转子114是固定的,并且与转子114一起旋转。轴承140设置在固定框架120和旋转框架130之间,并且被配置为使得旋转框架130通过轴承140相对于固定框架120旋转。

[0085] 输出框架160相对于旋转框架130是固定的,并且与旋转框架130一起旋转。在旋转框架130的相对的一侧的输出框架160的端部162被固定至在关节部分5033a至5033c中相对旋转的两个构件中的另一个。此外,输出框架160设置有薄壁部分164,该薄壁部分在径向方向上的壁厚度小于周围的壁厚度。

[0086] 转矩传感器170被固定至薄壁部分164。转矩传感器170包括应变计,并且在力施加到输出框架160的端部162的情况下检测薄壁部分164的应力,从而检测施加到端部162的转矩。

[0087] 如上所述,固定框架120被固定至在关节部分5033a至5033c中相对旋转的两个构件中的一个,并且输出框架160的端部162被固定至相对旋转的两个构件中的另一个。例如,当以关节部分5033b为例时,固定框架120被固定至连杆5035a侧,并且输出框架160的端部162被固定至连杆5035b侧。因此,当超声波电动机110被驱动且输出框架160的端部162相对于固定框架120旋转时,连杆5035a和连杆5035b被驱动为相对旋转。此外,当使用者将外力施加至臂单元5031以操作臂单元5031时,连杆5035a和连杆5035b试图相对旋转;因此,试图相对于固定框架120旋转的输出框架160的端部162的力奏效。转矩传感器170检测此时的薄壁部分164的应力,从而检测输出框架160的端部162试图相对于固定框架120旋转时的转矩。

[0088] 编码器150包括检测器152和转子154,并且通过检测器152检测转子154的旋转来检测转子154的旋转角。

[0089] 在本实施方式中,臂控制装置5045通过力控制来控制臂单元5031的驱动。此时,臂控制装置5045执行所谓的动力辅助的控制以驱动关节部分5033a至5033c的致动器,使得臂单元5031可以通过使用者接收外力并且平稳地随着外力移动。在那时,通过转矩传感器170检测来自使用者的外力。此外,通过编码器150检测关节部分5033a至5033c中的每一个的转子154的旋转角,可以了解臂单元5031的姿势,并且通过关节部分5033a至5033c中的每一个中的模型计算等计算对应于姿势的外力。在执行动力辅助的控制中,理想的是通过额外考虑对应于该姿势的外力来驱动致动器。基于从转矩传感器170的检测值获得的外力以及从模型计算等获得的对应于姿势的外力,臂控制装置5045计算超声波电动机110的驱动力,并且基于计算出的驱动力控制超声波电动机110。应注意,可以通过与上述专利文献1的技术相似的技术执行特定控制。当使用者直接与臂单元5031接触并移动臂单元5031时,这使得能够利用比较弱的力移动臂单元5031。因此,用户通过更简单且更容易的操作直观地移动内窥镜5001变得可行,并且可以改善用户的便利性。

[0090] 图4示意性地示出了根据本实施方式的致动器100的外部102以及致动器100的示意性构造104。此外,图5示意性地示出了在上述专利文献1中描述的致动器200的截面图202以及致动器200的示意性构造204。如图4所示,本实施方式的致动器100包括作为主要结构元件的超声波电动机110、编码器150和转矩传感器170。

[0091] 此外,如图5所示,在上述专利文献1中描述的致动器200包括作为主要结构元件的电磁电动机210、用于增加电磁电动机210的输出的减速器220、编码器250和转矩传感器270。

[0092] 当基于图4和图5比较根据本实施方式的致动器100和在专利文献1中描述的致动器200时,致动器200的编码器250和转矩传感器270的功能与本实施方式的致动器100的编码器150和转矩传感器170的功能相似。

[0093] 另一方面,致动器200使用电磁电动机210;因为电磁电动机210具有高旋转速度和相对小的输出转矩,因此必须提供减速器220以抑制旋转速度并且增加输出。另一方面,因为致动器100使用超声波电动机110,因此原始的电动机旋转速度相对低,并且不需要设置减速器。因此,与致动器100相比,在致动器200中,设置减速器220使结构复杂并且还增加制造成本。

[0094] 此外,因为电磁电动机210可以在断电期间自由旋转,因此在使用致动器200的情况下,当因为电力故障等电力丢失时,例如,臂单元5031的关节部分5033a至5033c变得可自由弯曲,并且存在臂单元5031利用重力下降的可能性。因此,如图5所示,为了对在电力丢失期间臂的下降采取措施,致动器200需要具有制动闸280。另一方面,因为致动器100使用超声波电动机110,通过转子154在断电期间、在电力丢失期间等按压定子112,制动闸应用于转子154。因此,在根据本实施方式的致动器100中,不需要额外设置制动闸。因此,与致动器100相比,在致动器200中,设置制动闸280使结构复杂并且还增加制造成本。

[0095] 如上所述,根据本实施方式的致动器100,可以使结构明显比致动器200的结构更简单。这使得能够减小装置的大小并且明显减少制造成本。此外,超声波电动机110具有其内径相对较大的空心环形状。此外,诸如固定框架120、旋转框架130、轴承140、编码器150和

输出框架160等零件还具有与超声波电动机110类似的空心环形。因此,可以将线束等容易地布置在致动器100的空心部分中,并且可以容易地执行臂单元5031中的线束的路由。

[0096] 此外,根据本实施方式的致动器100,使用超声波电动机110可以使结构简单;因此,可以明显减少关节部分5033a至5033c的重量。因此,操作臂单元5031的惯性力减小,并且可以更精确地操作臂单元5031。此外,不使用电磁电动机防止受到磁影响,并且在线束被布置在关节部分5033a至5033c的附近的情况下,可以可靠地抑制对信号的磁影响。

[0097] 应注意,在内窥镜手术系统5000中,根据本实施方式的致动器100不需要设置在所有关节部分5033a至5033c中;可以在部分关节部分5033a至5033c中设置根据本实施方式的致动器100,并且可以在其余的关节部分5033a至5033c中设置包括电磁电动机210的致动器200。可以根据诸如关节部分5033a至5033c中的每一个要求的驱动转矩等规范视情况决定在关节部分5033a至5033c中的每一个中设置致动器100和致动器200中的哪一个。

[0098] 3.应用例

[0099] 根据本公开的技术可以应用于各种产品。例如,根据本公开的技术可以应用于显微镜手术系统,该显微镜手术系统用于在放大患者的观察的微小区域的同时执行所谓的显微手术。

[0100] 图6是可以应用根据本公开的一个实施方式的技术的显微镜手术系统5300的示意性构造的一个实例的图。参照图6,显微镜手术系统5300包括显微镜装置5301、控制装置5317和显示装置5319。应注意,在以下显微镜手术系统5300的描述中,术语“使用者”表示使用显微镜手术系统5300的任一医务人员如手术人员或助理。

[0101] 显微镜装置5301具有放大观察目标(患者的手术区域)用于观察的显微镜单元5303、在它们的远端支撑显微镜单元5303的臂单元5309和支撑臂单元5309的近端的底座单元5315。

[0102] 显微镜单元5303包括基本上圆柱形形状的圆柱形部分5305、设置在圆柱形部分5305内的摄像单元(未示出)和设置在圆柱形部分5305的外周的局部区域中的操作单元5307。显微镜单元5303是电子摄像类型的显微镜单元(视频类型的显微镜单元),其通过摄像单元来电子拍摄图像。

[0103] 用于保护内部摄像单元的护罩玻璃构件设置在圆柱形部分5305的下端的开口面。来自观察目标的光(在下文中称为观察光)穿过护罩玻璃构件并入射到圆柱形部分5305内的摄像单元。应注意可以将包括例如发光二极管(LED)等的光源设置在圆柱形部分5305内,也可以在摄像时,将光从光源通过护罩玻璃构件照射到观察目标上。

[0104] 摄像单元包括聚集观察光的光学系统和接收通过光学系统聚集的观察光的摄像元件。光学系统包括多个透镜的组合,包括变焦透镜和聚焦透镜。光学系统调节其光学性质使得观察光聚集以在摄像元件的光接收面上形成图像。摄像元件接收和光电转换观察光来产生对应于观察光的信号,即相对应于观察图像的图像信号。例如,将具有Bayer阵列并能够拍摄彩色图像的摄像元件用作摄像元件。摄像元件可以是已知的各种摄像元件如互补金属氧化物半导体(CMOS)图像传感器或电荷耦合设备(CCD)图像传感器中的任一种。由摄像元件产生的图像信号作为RAW数据传输至控制装置5317。此处,优选通过光通信进行图像信号的传输。这是因为由于在手术现场,外科医生在通过拍摄的图像观察患部的状态的同时进行手术,为了实现高度安全和确定性的手术,所以需要尽可能地在实时基础上显示手术

区域的动图像。在将光通信用于传输图像信号时,可以在低延迟的情况下显示拍摄的图像。

[0105] 应注意摄像单元可以具有用于沿着光轴移动它们的光学系统的变焦透镜和聚焦透镜的驱动机构。在通过驱动机构合适地移动变焦透镜和聚焦透镜时,可以调节拍摄的图像的放大倍数和拍摄图像时的焦距。进一步地,摄像元件可以将通常可以设置在电子摄像的显微镜单元中的各种功能合并其中,如自动曝光(AE)功能或自动聚焦(AF)功能。

[0106] 进一步地,可以将摄像单元配置为包括单个摄像元件的单板型的摄像单元或可以将其配置为包括多个摄像元件的多板型的摄像单元。在摄像单元配置为多板型时,例如,可以由摄像元件产生对应于红色、绿色和蓝色的图像信号,并可以合成图像信号来得到彩色图像。可替换地,可以将摄像元件配置为使其具有一对摄像元件,用于获取与立体视觉(三维(3D)显示)兼容的用于右眼和左眼的图像信号。在应用3D显示时,外科医生可以在高精度度下了解手术区域中活体组织的深度。应注意,如果将摄像单元配置为多板型时,那么对应于各个摄像元件也设置多个光学系统。

[0107] 操作单元5307包括例如交叉操纵杆、开关等能接受使用者的输入操作的输入装置。例如,使用者可以通过操作单元5307输入改变观察图像的放大倍数和距观察目标的焦距的指令。可以根据指令由摄像单元的驱动机构合适地移动变焦透镜和聚焦透镜来调节放大倍数和焦距。进一步地,例如,使用者可以通过操作单元5307输入切换臂单元5309的操作模式(下文中描述的全自由模式和固定模式)指令。应注意当使用者想要移动显微镜单元5303时,假设使用者以以下状态移动显微镜单元5303,使用者抓住圆柱形部分5305来握住显微镜单元5303。因此,优选地将操作单元5307设置在使用者抓住圆柱形部分5305的状态下也可以容易地使用手指进行操作的位置,使得即使在使用者移动圆柱形部分5305时也可以对操作单元5307进行操作。

[0108] 臂单元5309配置为使得多个连杆(第一连杆5313a至第六连杆5313f)通过多个关节部分(连接部分,joint portion)(第一关节部分5311a至第六关节部分5311f)连接用于相对于彼此旋转。

[0109] 第一关节部分5311a具有基本上圆柱形的形状并在它们的远端(下端)支撑显微镜单元5303的圆柱形部分5305的上端,使得可以围绕平行于圆柱形部分5305的中心轴线的旋转轴(第一轴线01)旋转。此处,第一关节部分5311a可以配置为使得它们的第一轴线01与显微镜单元5303的摄像单元的光轴对齐。通过该构造,如果显微镜单元5303围绕第一轴线01旋转,那么可以改变视野来旋转拍摄的图像。

[0110] 第一连杆5313a在其远端固定地支撑第一关节部分5311a。具体地,第一连杆5313a是具有基本上L形状的棒类构件并连接到第一关节部分5311a,使得其远端侧的一侧在与第一轴线01正交的方向上延伸以及所述一侧的端部与第一关节部分5311a的外周的上端部邻接。第二关节部分5311b连接到基本上L形状的第一连杆5313a的近端侧的另一侧的端部。

[0111] 第二关节部分5311b具有基本上圆柱形的形状并在其远端支撑第一连杆5313a的近端用于围绕与第一轴线01正交的旋转轴(第二轴线02)旋转。第二连杆5313b在其远端固定地连接到第二关节部分5311b的近端。

[0112] 第二连杆5313b是具有基本上L形状的棒类构件,以及第二连杆5313b的远端侧的一侧在与第二轴线02正交的方向上延伸且所述一侧的端部固定连接到第二关节部分5311b的近端。第三关节部分5311c连接到基本上L形状的第二连杆5313b的近端侧的另一侧。

[0113] 第三关节部分5311c具有基本上圆柱形的形状并在其远端支撑第二连杆5313b的近端用于围绕与第一轴线01和第二轴线02正交的旋转轴(第三轴线03)旋转。第三连杆5313c在其远端固定地连接到第三关节部分5311c的近端。通过围绕第二轴线02和第三轴线03旋转远端侧的组件,包括显微镜单元5303,可以移动显微镜单元5303使得显微镜单元5303的位置在水平面内改变。换句话说,通过控制围绕第二轴线02和第三轴线03的旋转,可以在平面内移动拍摄的图像的视野。

[0114] 第三连杆5313c配置为使得其远端侧具有基本上圆柱形的柱状,以及第三关节部分5311c的近端固定地连接到圆柱形形状的远端使得它们两者具有基本上相同的中心轴线。第三连杆5313c的近端侧具有棱柱形状,以及第四关节部分5311d连接到第三连杆5313c的端部。

[0115] 第四关节部分5311d具有基本上圆柱形的形状并在其远端支撑第三连杆5313c的近端用于围绕与第三轴线03正交的旋转轴(第四轴线04)旋转。第四连杆5313d在其远端固定地连接到第四关节部分5311d的近端。

[0116] 第四连杆5313d是基本上线性延伸的棒类构件,并固定地连接到第四关节部分5311d使其与第四轴线04正交地延伸并使其远端的端部与第四关节部分5311d的基本上圆柱形形状的侧面邻接。第五关节部分5311e连接到第四连杆5313d的近端。

[0117] 第五关节部分5311e具有基本上圆柱形的形状并在其远端侧支撑第四连杆5313d的近端用于围绕平行于第四轴线04的旋转轴(第五轴线05)旋转。第五连杆5313e在其远端固定地连接到第五关节部分5311e的近端。第四轴线04和第五轴线05是显微镜单元5303可以围绕在上下方向上移动的旋转轴线。通过围绕第四轴线04和第五轴线05旋转远端侧组件,,可以调节显微镜单元5303的高度,即显微镜单元5303和观察目标之间的距离。

[0118] 第五连杆5313e包括一侧在垂直方向上延伸以及另一侧在水平方向上延伸的具有基本上L形状的第一构件,和从第一构件在水平方向上延伸的部分向下垂直延伸的棒类第二构件的组合。第五关节部分5311e在其近端固定地连接到第五连杆5313e的第一构件的在垂直方向上延伸的部件的邻接上端。第六关节部分5311f连接到第五连杆5313e的第二构件的近端(下端)。

[0119] 第六关节部分5311f具有基本上圆柱形的形状并在其远端侧支撑第五连杆5313e的近端用于围绕平行于垂直方向的旋转轴(第六轴线06)旋转。第六连杆5313f在其远端固定地连接到第六关节部分5311f的近端。

[0120] 第六连杆5313f是在垂直方向上延伸的棒类构件并在其近端固定地连接到底座单元5315的顶面。

[0121] 第一关节部分5311a至第六关节部分5311f具有合适设置的可移动范围,使得显微镜单元5303可以进行期望的移动。因此,在具有上述构造的臂单元5309中,可以相对于显微镜单元5303的移动实现总计六个自由度的移动,包括用于平移的三个自由度和用于旋转的三个自由度。通过配置臂单元5309使得以这种方式实现显微镜单元5303的移动的六个自由度,可以在臂单元5309的可移动范围内自由控制显微镜单元5303的位置和姿态。因此,可以从各个角度观察手术区域,以及可以更平稳地执行手术。

[0122] 应注意所描绘的臂单元5309的构造仅仅是一个实例,可以合适地设计包括臂单元5309的连杆的数量和形状(长度)以及关节部分的数量和设置位置、旋转轴的方向等,从而

可以实现期望的自由度。例如,为了自由移动显微镜单元5303,如上文描述的优选地将臂单元5309配置为具有上述的六个自由度。然而,也可以将臂单元5309配置为具有更多的自由度(即冗余自由度)。在存在冗余自由度时,可以在显微镜单元5303的位置和姿态都被固定的状态下改变臂单元5309的姿态。因此,例如控制臂单元5309的姿势使得臂单元5309不会干扰观看显示装置5319的外科医生的视野,从而实现对于外科医生来说更加便利的控制。

[0123] 此处,可以为第一关节部分5311a至第六关节部分5311f中设置致动器,该致动器中合并了驱动机构如电动机、检测每个关节部分的旋转角的编码器等。通过由控制装置5317合适地控制设置在第一关节部分5311a至第六关节部分5311f中的致动器的驱动,可以控制臂单元5309的姿态,即显微镜单元5303的位置和姿态。具体地,基于关于由编码器检测的关节部分的旋转角的信息,控制装置5317可以了解目前的臂单元5309的姿态以及目前的显微镜单元5303的位置和姿态。控制装置5317使用了解的信息来计算对于每个关节部分的控制值(例如产生的旋转角或转矩),通过该控制值实现显微镜单元5303根据使用者的输入操作的移动。控制装置5317根据控制值来驱动每个关节部分的驱动机构。应注意在这种情况下,控制装置5317对臂单元5309的控制方式不受限制,且可以应用已知的各种控制方法如受力控制或位置控制。

[0124] 例如,当外科医生通过未示出的输入装置合适地进行输入操作时,可以响应于输入操作通过控制装置5317合适地控制臂单元5309的驱动来控制显微镜单元5303的位置和姿态。通过这种控制,在显微镜单元5303从任意位置移动到不同的任意位置之后,可以将显微镜单元5303固定地支撑在移动之后的位置。应注意,考虑了对外科医生的便利性,优选即使外科医生在其手中持有手术工具也可以操作的例如脚踏开关用作所述输入装置。进一步地,也可以使用可佩带的设备或设置在手术室中的摄像机等,基于手势检测或视线检测以非接触形式进行输入操作。这使得即使是属于干净区域的使用者也可以在高自由度的情况下操作属于不干净区域的装置。另外,可以以主-从(master-slave)方式操作臂单元5309。在这种情况下,使用者通过放置在远离手术室的地方的输入装置可以远程控制臂单元5309。

[0125] 进一步地,在应用受力控制时,控制装置5317可以进行动力辅助的控制来驱动第一关节部分5311a至第六关节部分5311f的致动器使得臂单元5309可以接收使用者的外力并遵循外力平稳地移动。这使得当使用者抓住显微镜单元5303并直接移动其位置时,可以用相对弱的力移动显微镜单元5303。因此,使用者可以通过更简单和更容易的操作来更直观地移动显微镜单元5303,且对使用者的便利性可以得到改善。

[0126] 进一步地,可以控制臂单元5309的驱动使得臂单元5309进行枢轴移动。此处的枢轴移动是移动显微镜单元5303使得显微镜单元5303的光轴的方向始终保持朝向空间的预定点(下文中称为枢轴点)的运动。由于枢轴移动使得可以从各个方向观察相同的观察位置,所以对患部的更详细的观察变得可能。应注意在显微镜单元5303配置为使得它们的焦距固定时,优选地以显微镜单元5303和枢轴点之间的距离固定的状态进行枢轴移动。在这种情况下,可以将显微镜单元5303和枢轴点之间的距离调节至显微镜单元5303的固定焦距。通过刚刚所描述的构造,显微镜单元5303在相当于以枢轴点为中心以焦距为直径的半球形平面(图6中示意性描绘)上移动,并且即使观察方向改变,也可以得到清楚的拍摄图像。在另一方面,在显微镜单元5303配置为使得它们的焦距可调节时,可以以显微镜单元

5303和枢轴点之间的距离可变的的状态进行枢轴移动。在这种情况下,例如,控制装置5317可以基于与编码器所检测的关节部分的旋转角度有关的信息计算显微镜单元5303和枢轴点之间的距离并基于计算结果自动调节显微镜单元5303的焦距。可替换地,在显微镜单元5303包括AF功能时,在每次由枢轴移动引起的显微镜单元5303和枢轴点之间的距离改变时,可以通过AF功能自动地进行焦距的调节。

[0127] 进一步地,第一关节部分5311a至第六关节部分5311f中可以设置有助于抑制第一关节部分5311a至第六关节部分5311f的旋转的制动闸。可以由控制装置5317控制制动闸的操作。例如,如果想要固定显微镜单元5303的位置和姿态,那么控制装置5317致使关节部分的制动闸操作。因此,即使没有驱动致动器,也可以固定臂单元5309的姿态,即显微镜单元5303的位置和姿态,从而可以降低动力消耗。当想要移动显微镜单元5303的位置和姿态时,控制装置5317可以根据预定的控制方式释放关节部分的制动闸并驱动致动器。

[0128] 可以通过上文所描述的操作单元5307响应于使用者的输入操作进行这种制动闸的操作。当使用者想要移动显微镜单元的位置和姿态时,使用者将对操作单元5307进行操作来释放关节部分的制动闸。因此,臂单元5309的操作模式改变为其中可以自由(全自由模式)进行关节部分的旋转的模式。进一步地,如果使用者想要固定显微镜单元5303的位置和姿态时,那么使用者对操作单元5307进行操作来致使关节部分的制动闸操作。因此,臂单元5309的操作模式改变为其中关节部分的旋转受抑制(固定模式)的模式。

[0129] 控制装置5317通过控制显微镜装置5301和显示装置5319的操作来整体控制显微镜手术系统5300的操作。例如,控制装置5317根据预定的控制方法致使第一关节部分5311a至第六关节部分5311f的致动器操作来控制臂单元5309的驱动。进一步地,例如,控制装置5317控制第一关节部分5311a至第六关节部分5311f的制动阀的操作来改变臂单元5309的操作模式。进一步地,例如,控制装置5317对通过显微镜装置5301的显微镜单元5303的摄像单元获取的图像信号进行各种信号处理来产生用于显示的图像数据并控制显示装置5319来显示产生的图像数据。关于图像处理,可以进行已知的各种信号处理如例如显影处理(去马赛克处理)、图像质量改善处理(带宽增强处理、超分辨率处理、噪音减弱(降噪,noise reduction,NR)处理和/或抖动矫正处理)和/或放大处理(即电子调焦处理)。

[0130] 应注意控制装置5317和显微镜单元5303之间的通信以及控制装置5317和第一关节部分5311a至第六关节部分5311f之间的通信可以是有线通信或无线通信。在应用有线通信时,可以通过电信号进行通信或可以通过光通信进行通信。在这种情况下,用于有线通信的传输电缆按照应用的通信方法可以配置为电信号电缆、光纤或它们的复合电缆。在另一方面,在应用无线通信时,由于没有必要将传输电缆埋置在手术室中,可以消除医务人员在手术室中的移动被传输电缆妨碍的情形。

[0131] 控制装置5317可以是处理器如中央处理单元(CPU)或图形处理单元(GPU)、或微计算机或仪器板等,其中合并了处理器和存储元件如存储器。通过根据预定程序操作控制装置5317的处理器可以实现上文所描述的各种功能。应注意在所描绘的实例中,作为独立于显微镜装置5301的装置设置控制装置5317。然而,可以将控制装置5317安装在显微镜装置5301的底座单元5315内并将其与显微镜装置5301整合配置。或者,控制装置5317还可以包括多个装置。例如,可以将微计算机、仪器板等布置在显微镜单元5303以及臂单元5309的第一关节部分5311a至第六关节部分5311f的每一个中,并连接用于彼此通信来实现与控制装

置5317的那些类似的功能。

[0132] 显示装置5319设置在手术室中并在控制装置5317的控制下显示对应于由控制装置5317产生的图像数据的图像。换句话说,由显微镜单元5303拍摄的手术区域的图像显示在显示装置5319上。应注意,代替手术区域的图像或除了手术区域的图像之外,显示装置5319可以显示与手术有关的各种信息如患者的身体信息或关于手术的手术流程的信息。在这种情况下,按照使用者的操作可以合适地切换显示装置5319的显示。可替换地,也可以设置多个显示装置5319使得手术区域的图像或与手术有关的各种信息分别显示在多个显示装置5319上。应注意,可以将已知的各种显示装置如液晶显示装置或电荧光(EL)显示装置用作显示装置5319。

[0133] 图7是示出了其中使用了图6中描绘的显微镜手术系统5300的手术的状态的图。图7示意性示出了外科医生5321使用显微镜手术系统5300来对病床5323上的患者5325进行手术的状态。应注意,在图7中,为了简化示出,省略了显微镜手术系统5300的组件中的控制装置5317并以简化形式描绘了显微镜装置5301。

[0134] 如图7所描绘的,在手术时,使用显微镜手术系统5300,由显微镜装置5301拍摄的手术区域的图像以放大比例显示在安装于手术室的壁面上的显示装置5319上。显示装置5319安装在与外科医生5321相对的位置,以及外科医生5321将在从显示在显示装置5319上的视频观察手术区域的状态的同时对手术区域进行各种治疗如例如切除患部。

[0135] 以上描述了可以应用根据本公开的実施方式的技术的显微镜手术系统5300的实例。此处应注意尽管作为实例描述了显微镜手术系统5300,但是可以应用根据本公开的實施方式的技术的系统不限于该实例。例如,显微镜装置5301还可以用作支撑臂装置,在其远端支撑取代显微镜单元5303的其他的观察装置或其他的手术工具。例如,可以将内窥镜用作其他观察装置。进一步地,可以将钳子、镊子、用于气腹的气腹管或用于通过灼烧进行组织的切割或血管的密封的能量治疗工具等用作不同的手术工具。通过用支撑装置来支撑这些观察装置和刚刚所描述的手术工具,与用医务人员的手握持它们的情况相比,可以在极高的稳定性下固定它们的位置,并可以减少医务人员的负担。根据本公开的實施方式的技术可以应用于支撑臂装置,其支撑除了显微镜单元之外的上述的这些组件。

[0136] 在上述构造中,根据本公开的技术可以适当地应用于第一关节部分5311a至第六关节部分5311f的致动器。

[0137] 上面已经参考附图描述了本公开的优选实施方式,而本公开不限于上述实例。本领域的技术人员可以在所附权利要求的范围内找到各种变更和修改,并且应当理解,这些变更和修改将自然地落入本公开的技术范围内。

[0138] 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。

[0139] 另外,还可以如下配置本技术。

[0140] (1) 一种关节驱动致动器,包括:

[0141] 超声波电动机,被配置为生成用于驱动关节的驱动力;

[0142] 转矩传感器,被配置为检测施加到关节的外力;以及

[0143] 编码器,被配置为检测超声波电动机的旋转角。

[0144] (2) 根据项 (1) 所述的关节驱动致动器, 其中, 基于由转矩传感器检测到的外力驱动超声波电动机。

[0145] (3) 根据项 (1) 或 (2) 所述的关节驱动致动器, 其中, 基于由编码器检测到的旋转角驱动超声波电动机。

[0146] (4) 根据项 (1) 至 (3) 中任一项所述的关节驱动致动器,

[0147] 其中, 超声波电动机的定子被固定至在关节中相对旋转的一个臂的一侧, 并且

[0148] 超声波电动机的转子被固定至在关节中相对旋转的另一个臂的一侧。

[0149] (5) 根据项 (4) 所述的关节驱动致动器, 包括

[0150] 固定至转子的旋转构件,

[0151] 其中, 旋转构件被固定至在关节中相对旋转的另一个臂的一侧。

[0152] (6) 根据项 (5) 所述的关节驱动致动器, 其中, 转矩传感器包括安装在旋转构件上的应变计。

[0153] (7) 根据项 (1) 至 (6) 中任一项所述的关节驱动致动器, 其中, 在被配置为支撑医疗装置的支撑臂的关节中设置有关节驱动致动器。

[0154] (8) 一种医疗系统, 包括:

[0155] 多关节臂, 包括多个关节部分和被配置为旋转地连接多个关节部分的多个连杆, 并且多关节臂被配置为能够在远端处支撑被配置为观察手术区域的成像装置; 以及

[0156] 控制系统, 被配置为控制多关节臂改变成像装置相对于手术区域的位置和姿势,

[0157] 其中, 多个关节部分中的至少一个包括:

[0158] 超声波电动机, 被配置为生成用于驱动关节的驱动力,

[0159] 转矩传感器, 被配置为检测施加到关节的外力, 以及

[0160] 编码器, 被配置为检测超声波电动机的旋转角。

[0161] (9) 根据项 (8) 所述的医疗系统, 其中, 成像装置是显微镜。

[0162] (10) 根据项 (8) 所述的医疗系统, 其中, 成像装置是内窥镜。

[0163] (11) 根据项 (8) 至 (10) 中任一项所述的医疗系统, 其中, 多个关节部分中的至少一个包括

[0164] 电磁电动机, 被配置为生成用于驱动关节的驱动力。

[0165] (12) 根据项 (8) 至 (11) 中任一项所述的医疗系统, 其中, 在超声波电动机的空心部分中布置有线束。

[0166] 参考符号列表

[0167] 100 致动器

[0168] 110 超声波电动机

[0169] 112 定子

[0170] 114 转子

[0171] 150 编码器

[0172] 170 转矩传感器

[0173] 5033a至5033c 关节部分

[0174] 5309 臂单元

[0175] 5317 控制装置

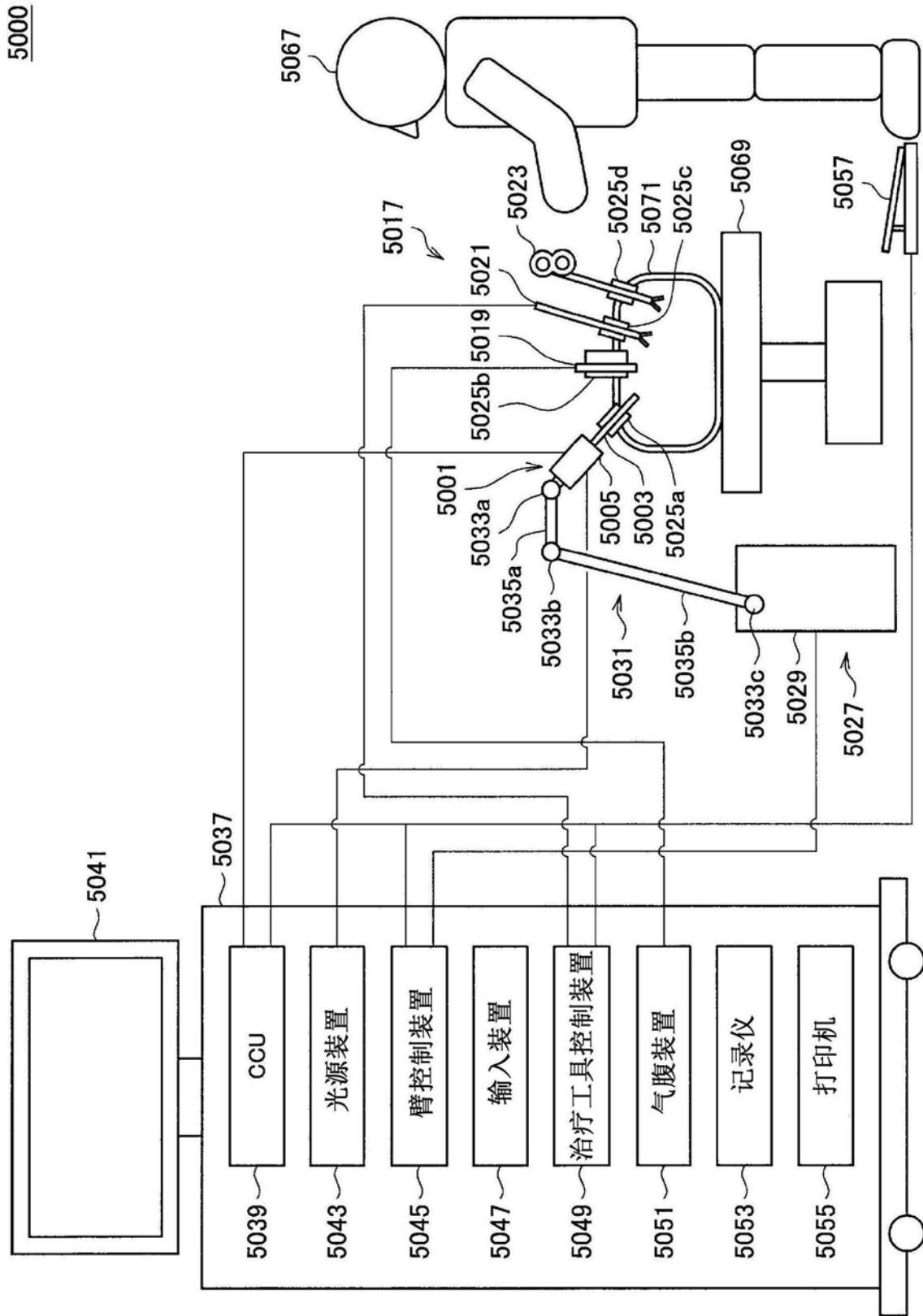


图1

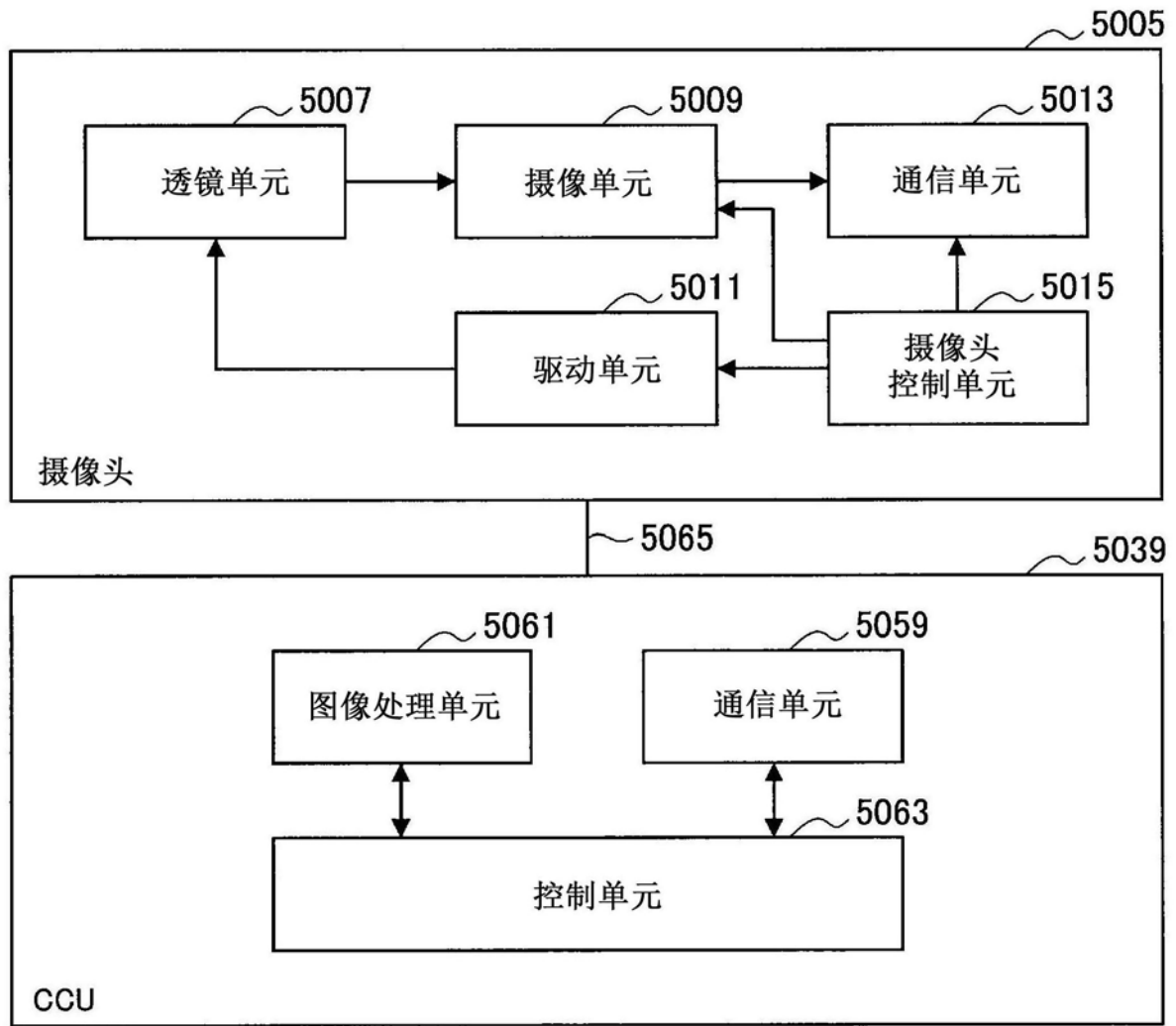


图2

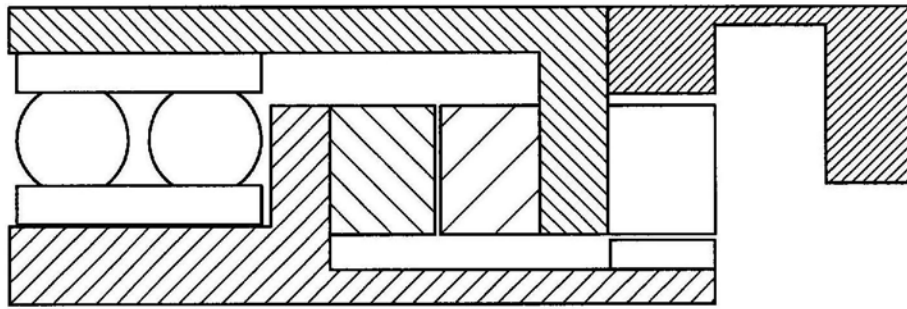
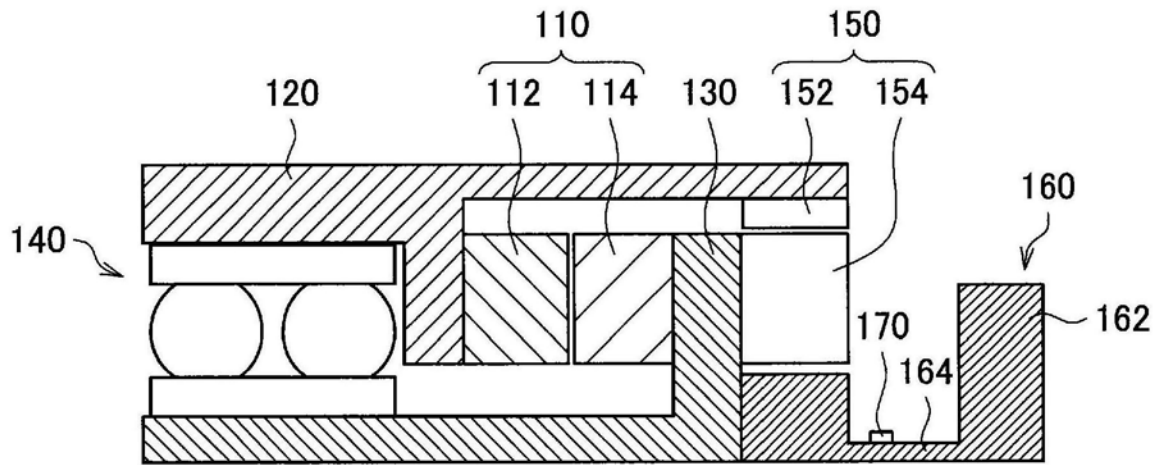


图3

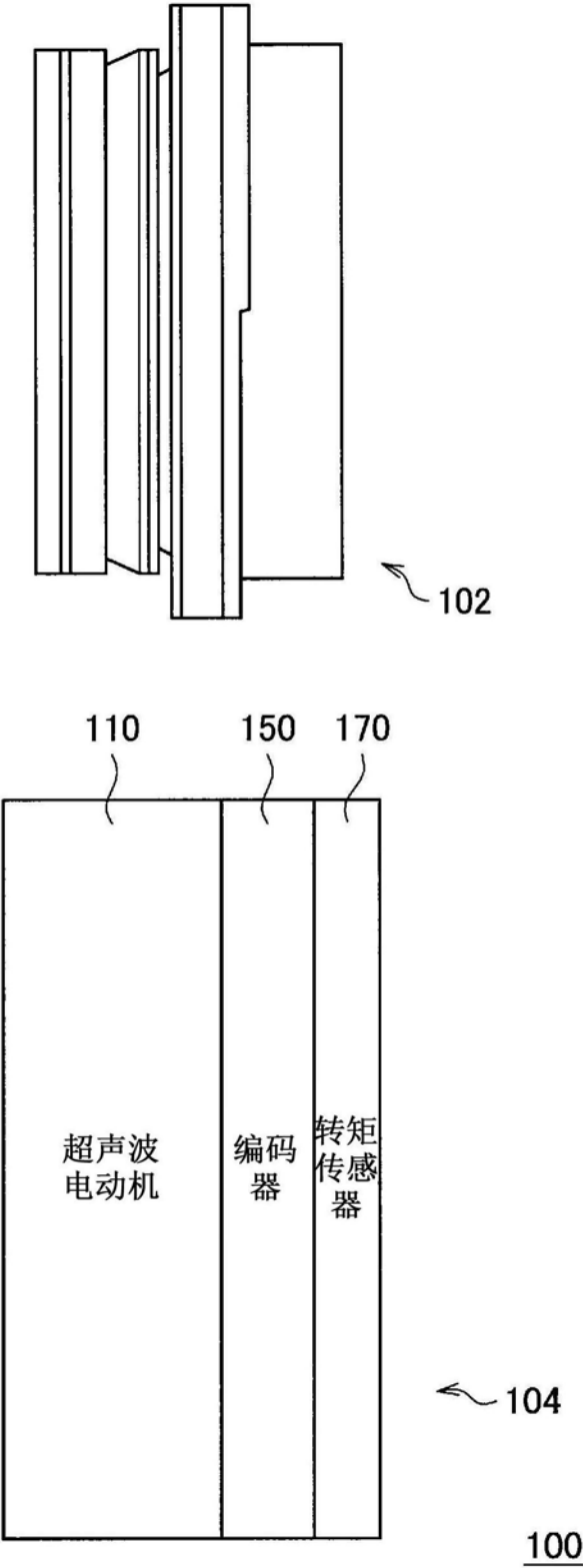


图4

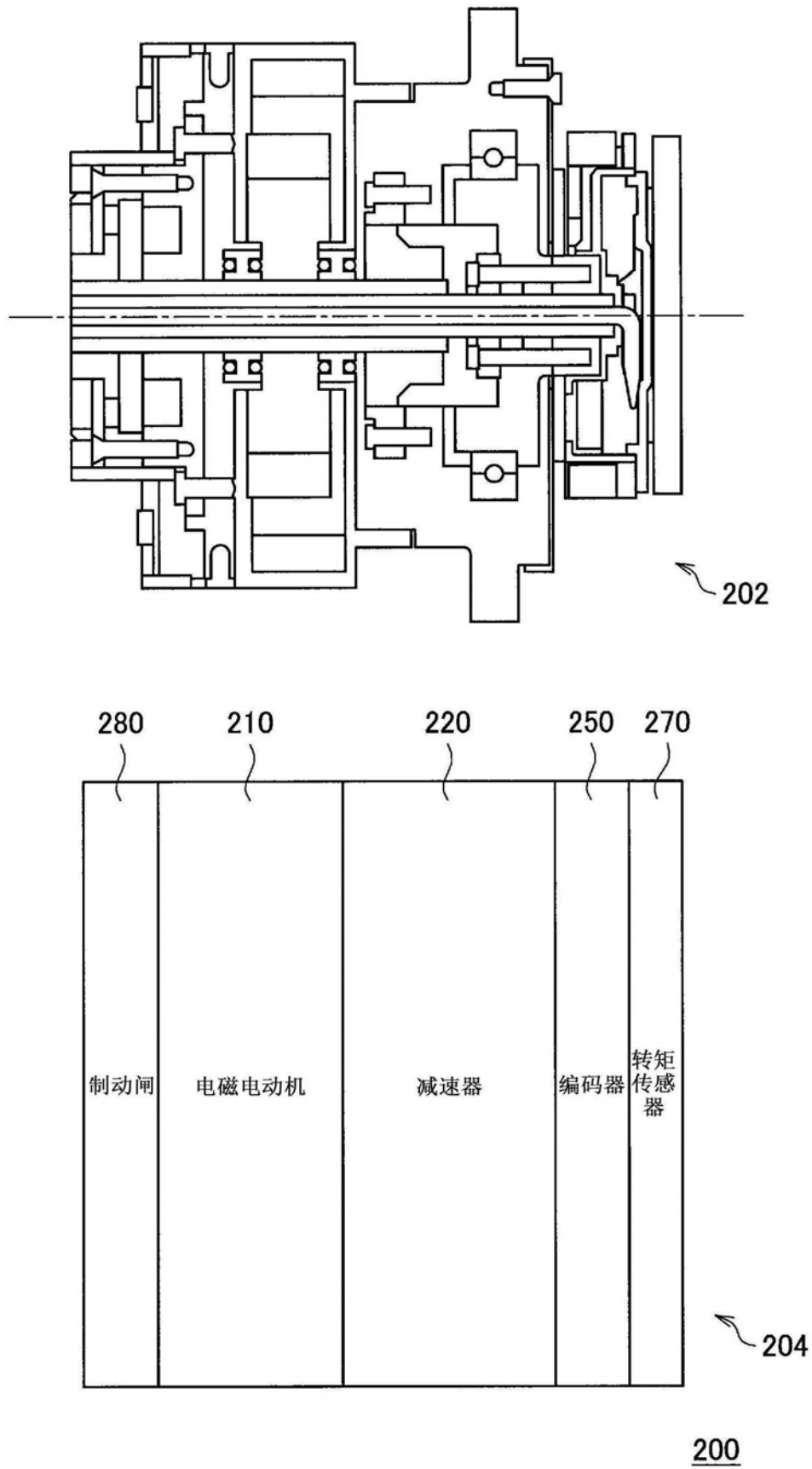


图5

5300

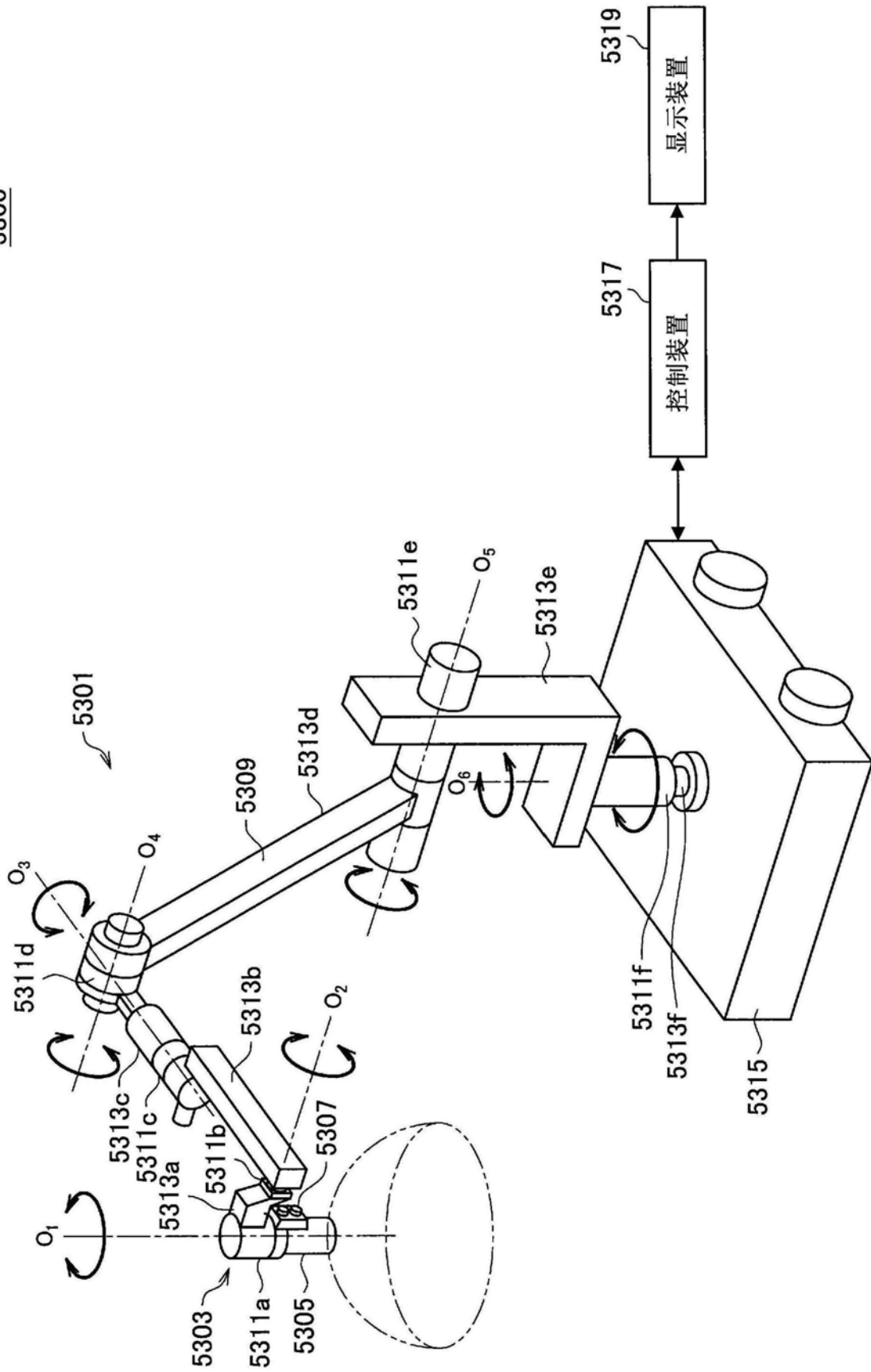


图6

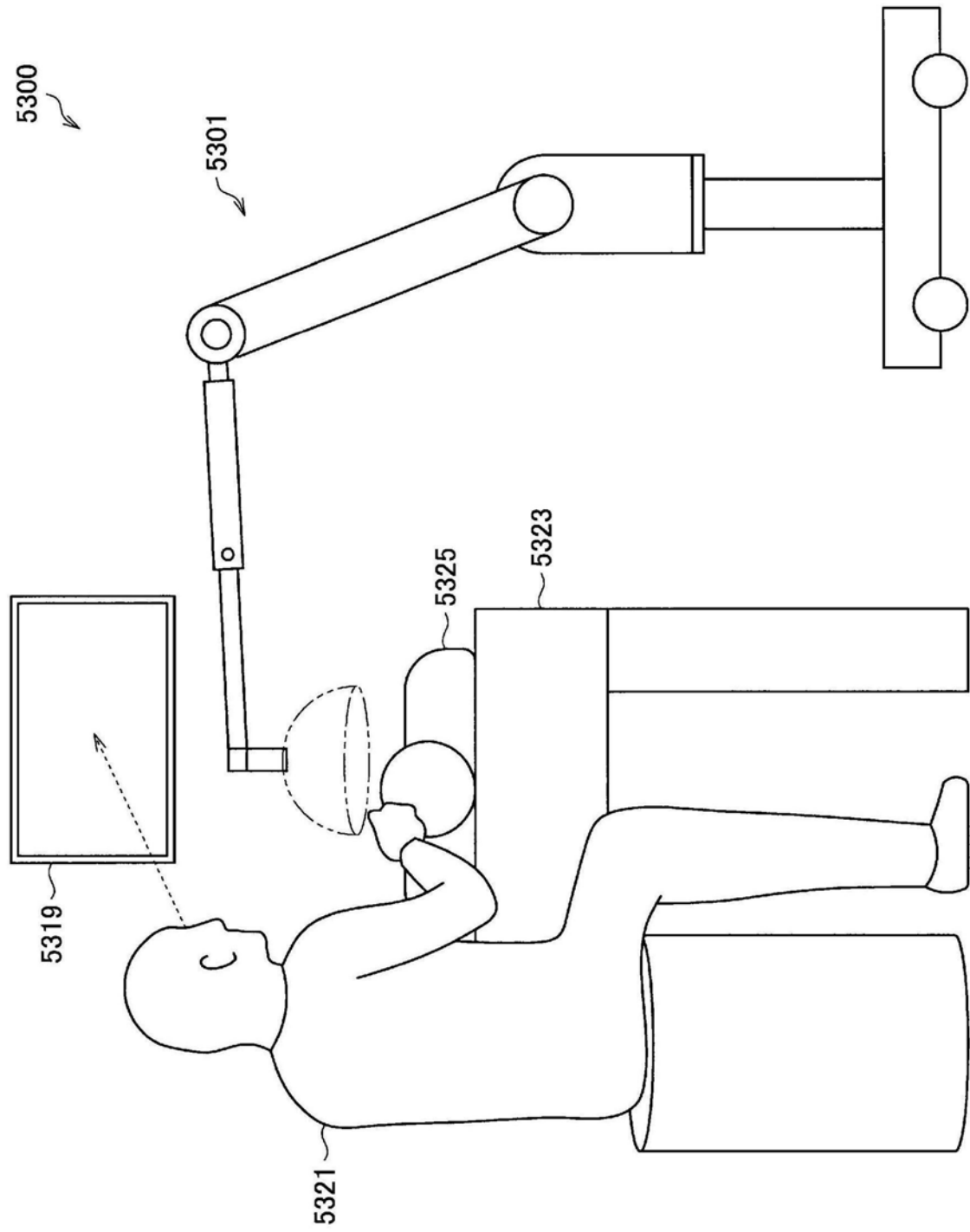


图7

专利名称(译)	关节驱动致动器和医疗系统		
公开(公告)号	CN109922933A	公开(公告)日	2019-06-21
申请号	CN201780068046.9	申请日	2017-10-13
[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	小久保亘 福岛哲治 坪井利充		
发明人	小久保亘 福岛哲治 坪井利充		
IPC分类号	B25J19/00 A61B1/00 A61B90/25		
优先权	2016219522 2016-11-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了形成配备有制动功能的更简单的关节驱动致动器。[解决方案]根据本公开的关节驱动致动器设置有：超声波电动机，生成用于驱动关节的驱动力；转矩传感器，检测施加到关节的外力；以及编码器，检测超声波电动机的旋转角。通过这个构造，可以形成配备有制动功能的更简单的关节驱动致动器。

