



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106102636 B

(45)授权公告日 2020.04.07

(21)申请号 201580014412.3

(22)申请日 2015.03.17

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106102636 A

(43)申请公布日 2016.11.09

(30)优先权数据  
61/954,459 2014.03.17 US  
61/993,961 2014.05.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.09.14

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2015/020875 2015.03.17

(87)PCT国际申请的公布数据  
WO2015/142784 EN 2015.09.24

(73)专利权人 直观外科手术操作公司  
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 N·斯瓦鲁普 D·W·鲁滨逊

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐东升 赵蓉民

(51)Int.Cl.  
A61B 34/30(2016.01)  
A61B 34/37(2016.01)

(56)对比文件  
US 2007/0142968 A1,2007.06.21,说明书第11-13,29-69段,图1-14.  
CN 101779979 A,2010.07.21,全文.  
J R Rivera-Guillen et al.Methodology for obtaining C3 continuity on tool trajectory featuring acceleration and jerk constraint on computer numerical control machine.《PROCEEDINGS OF THE INSTITUTION OF MECHANICAL ENGINEERS,PART C: JOURNAL OF MECHANICAL ENGINEERING SCIENCE》.2011,第225卷(第C9期),第2206-2215页.

审查员 何煦佳

权利要求书3页 说明书16页 附图17页

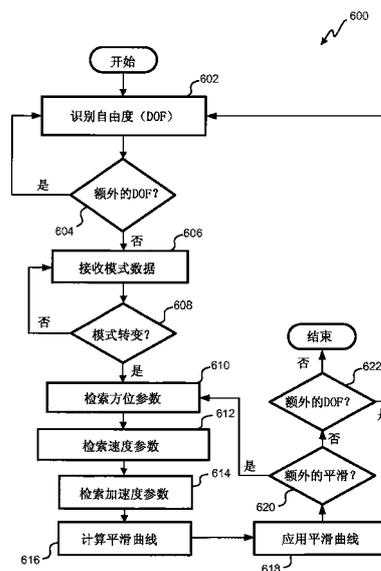
(54)发明名称

在模式转变中抑制振动的命令整形

(57)摘要

提供了用于在机器人外科手术期间由模式转变引起的振动的消除/减轻的系统和方法。机器人外科手术能够利用患者侧推车来执行,患者侧推车的部分可以模式转变影响。患者侧推车的可以受模式转变影响的部分的初始参数被识别并且被用来产生平滑曲线。平滑曲线能够可以导向患者侧推车的所述部分的移动以在模式之间转变。平滑曲线可以被连续地产生直至新的模式转变被请求。

CN 106102636 B



1. 一种在机器人外科手术期间用于平滑模式转变的系统,所述系统包含:  
患者侧推车,其包含机器人机构,其中所述机器人机构是可移动的;以及  
处理器,其被配置为控制所述机器人机构,其中所述处理器被配置为:  
确定模式转变的请求,其中模式转变的所述请求指定与当前模式不同的新模式;  
确定所述机器人机构的初始参数,其中所述初始参数包含所述机器人机构的方位和速度;  
计算平滑曲线,其中所述平滑曲线在所述当前模式与所述新模式之间转变,并且其中所述平滑曲线是C3连续的;以及  
根据所述平滑曲线移动所述机器人机构;其中计算所述平滑曲线包含:  
建立第一命令方位;  
计算步长值;以及  
设定第二命令方位。
2. 根据权利要求1所述的用于平滑模式转变的系统,其中所述处理器被配置为识别受所述模式转变影响的所述机器人机构的自由度。
3. 根据权利要求2所述的用于平滑模式转变的系统,其中所述处理器被配置为针对识别的所述自由度中的每一个计算所述平滑曲线。
4. 根据权利要求1-3中任一项所述的用于平滑模式转变的系统,其中所述第二命令方位包含所述第一命令方位加上计算的步长值。
5. 根据权利要求1-3中任一项所述的用于平滑模式转变的系统,其中计算所述平滑曲线进一步包含:  
确定是否期望额外的平滑;以及  
如果期望额外的平滑,则建立第三命令方位并计算第二步长值。
6. 根据权利要求5所述的用于平滑模式转变的系统,其中所述第三命令方位被设定为所述第二命令方位。
7. 根据权利要求1-3中任一项所述的用于平滑模式转变的系统,其中所述初始参数进一步包含加速度参数。
8. 根据权利要求1-3中任一项所述的用于平滑模式转变的系统,其中作为确定所述模式转变的所述请求的一部分,所述处理器被配置为确定是否指示所述模式转变的平滑。
9. 根据权利要求8所述的用于平滑模式转变的系统,其中如果来自所述模式转变的估计振动超过阈值,则指示所述模式转变的平滑。
10. 根据权利要求8所述的用于平滑模式转变的系统,其中确定是否指示所述模式转变的平滑包含:  
确定所述机器人机构的后模式转变参数,其中所述后模式转变参数包含所述机器人机构的第二方位和第二速度;  
确定所述初始参数与所述后模式转变参数之间的差;以及  
比较所述初始参数与所述后模式转变参数之间的所述差与阈值。
11. 根据权利要求10所述的用于平滑模式转变的系统,其中如果所述初始参数与所述后模式转变参数之间的所述差大于所述阈值,则指示所述模式转变的平滑。
12. 根据权利要求1-3中任一项所述的系统,其中所述机器人机构包含经配置保持外科

手术工具的机器人操纵器。

13. 一种用于机器人系统的模式转变的方法,所述方法包含:

确定模式转变的请求,其中模式转变的所述请求指定与当前模式不同的新模式;

确定所述机器人系统的患者侧推车的一部分的初始参数,其中所述初始参数包含所述患者侧推车的所述部分的方位和速度;

计算平滑曲线,其中所述平滑曲线在所述当前模式与所述新模式之间转变,并且其中所述平滑曲线是C3连续的;以及

根据所述平滑曲线移动所述患者侧推车的所述部分,

其中计算所述平滑曲线包含:

建立第一命令方位;

计算步长值;以及

设定第二命令方位。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中所述第二命令方位包含所述第一命令方位加上计算的步长值。

15. 根据权利要求13所述的方法,其进一步包含:

确定是否期望额外的平滑;以及

如果期望额外的平滑,则建立第三命令方位并计算第二步长值。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中所述第三命令方位被设定为所述第二命令方位。

17. 根据权利要求13-16中任一项所述的方法,其中所述平滑曲线包含多个迭代计算的步骤。

18. 根据权利要求17所述的方法,其进一步包含:当模式转变的第二请求被接收时,结束所述平滑曲线的计算。

19. 根据权利要求13-16中任一项所述的方法,其中所述初始参数进一步包含加速度参数。

20. 根据权利要求13-16中任一项所述的方法,其中所述患者侧推车的所述部分包含保持工具的机器人操纵器。

21. 一种用于机器人系统的振动减轻的方法,所述方法包含:

接收请求动作,其中所述请求动作包含改变所述机器人系统的患者侧推车的一部分的速度或方位;

计算平滑曲线,其中所述平滑曲线根据模拟阻尼系统被计算,其中所述模拟阻尼系统包含经由第一减震器被连接到第二质量的第一质量,和将所述第一质量连接到地面的第二减震器;以及

根据所述平滑曲线移动所述患者侧推车的所述部分;

其中计算所述平滑曲线包含:

建立第一命令方位;

计算步长值;以及

设定第二命令方位。

22. 根据权利要求21所述的方法,其中所述第一质量和所述第二质量具有相同的质量。

23. 根据权利要求21或22所述的方法,其中所述第一减震器被第一阻尼系数限定,并且

所述第二减震器被第二阻尼系数限定。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中所述第一阻尼系数和所述第二阻尼系数相等。

25. 根据权利要求21或22所述的方法,其中计算所述平滑曲线包括识别所述患者侧推车的所述部分的初始速度、所述第一质量的第一初始速度和所述第二质量的第二初始速度。

26. 根据权利要求25所述的方法,其中所述第一初始速度和所述第二初始速度被设定为等于所述患者侧推车的所述部分的所述初始速度。

27. 根据权利要求21或22所述的方法,其进一步包含,当所述请求动作被接收时,识别期望的停止点,所述期望的停止点识别所述患者侧推车的所述部分的位置。

28. 根据权利要求27所述的方法,其中当所述患者侧推车的所述部分根据所述平滑曲线被移动时,所述患者侧推车的所述部分偏移超过所述期望的停止点。

29. 根据权利要求21或22所述的方法,其中所述患者侧推车的所述部分包含保持工具的机器人操纵器。

30. 一种用于机器人装置的振动减轻的系统,所述系统包含:

患者侧推车,其包含可移动的操纵器;以及

处理器,其被配置为控制所述操纵器,其中所述处理器被配置为:

接收请求的动作,其中所述请求的动作包含改变所述操纵器的速度或方位;

计算平滑曲线,其中所述平滑曲线根据模拟阻尼系统被计算,所述模拟阻尼系统对应于经由第一减震器被连接到第二质量的第一质量,和将所述第一质量连接到地面的第二减震器;以及

根据所述平滑曲线移动所述操纵器;其中计算所述平滑曲线包含:

建立第一命令方位;

计算步长值;以及

设定第二命令方位。

31. 根据权利要求30所述的系统,其中所述第一质量和所述第二质量具有相同的质量。

32. 根据权利要求30或31所述的系统,其中所述第一减震器被第一阻尼系数限定,并且所述第二减震器被第二阻尼系数限定。

33. 根据权利要求32所述的系统,其中所述第一阻尼系数和所述第二阻尼系数相等。

34. 根据权利要求30或31所述的系统,其中计算所述平滑曲线包括识别所述患者侧推车的一部分的初始速度、所述第一质量的第一初始速度和所述第二质量的第二初始速度。

35. 根据权利要求34所述的系统,其中所述第一初始速度和所述第二初始速度被设定为等于所述患者侧推车的所述部分的所述初始速度。

36. 根据权利要求30或31所述的系统,其中所述处理器被进一步配置为,当所述请求动作被接收时,识别期望的停止点,所述期望的停止点识别所述患者侧推车的一部分的位置。

37. 根据权利要求36所述的系统,其中当所述患者侧推车的所述部分根据所述平滑曲线被移动时,所述患者侧推车的所述部分偏移超过所述期望的停止点的一段偏移距离。

38. 根据权利要求37所述的系统,其中当所述患者侧推车的所述部分未根据所述平滑曲线被移动时,所述患者侧推车的所述部分以过冲量过冲所述期望的停止点。

39. 根据权利要求38所述的系统,其中所述偏移距离与过冲量的比为至少1.5:1。

## 在模式转变中抑制振动的命令整形

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请涉及并且要求2014年3月17日提交的标题为“COMMAND SHAPING TO DAMPEN VIBRATIONS IN USM MODE TRANSITIONS”的美国临时申请号61/954,459和2014年5月15日提交的标题为“COMMAND SHAPING TO DAMPEN VIBRATIONS IN USM MODE TRANSITIONS”的美国临时申请号61/993,961的权益,为了所有目的,这两个中的每一个被完全并入本文以供参考。

### 背景技术

[0003] 微创医疗技术旨在减少诊断或外科手术过程中损伤的外部组织的量,从而减少患者恢复时间、不适和有害的副作用。例如,微创外科手术的一个作用是减少医院术后恢复时间。由于标准外科手术的住院时间通常显著长于相似的微创外科手术的住院时间,微创技术使用的增加每年可节省数百万美元的医院费用。虽然在美国每年进行的许多外科手术可潜在地以微创的方式进行,但由于微创外科手术器械和掌握它们所涉及的额外的手术训练的限制,目前外科手术中的只有一部分利用这些具有优势的技术。

[0004] 已经开发了微创机器人外科手术或远程外科手术系统来提高外科医生的灵巧性和避免传统微创技术的一些限制。在远程外科手术中,外科医生利用一些形式的远程控制(例如,伺服机构等)来操纵外科手术器械移动,而不是直接用手握住和移动器械。在远程外科手术系统中,可在外科手术工作台向外科医生提供外科手术部位的图像。在显示器上观察外科手术部位二维或三维图像的同时,外科医生通过操纵主控装置对患者进行外科手术过程,主控装置进而控制伺服机构操作的器械的移动。

[0005] 用于远程外科手术的伺服机构通常接受来自两个主控器(对应于外科医生的每一只手)的输入,并可包括两只或更多只机器人手臂,外科手术器械安装于机器人手臂的每一只上。主控器与相关联的机器人手臂以及器械组件之间的操作通信通常通过控制系统实现。该控制系统通常包括至少一个处理器,该处理器将输入命令从主控器转发至相关机器人手臂和器械组件,并在例如力反馈等情况下从器械和手臂组件返回至相关联的主控器。机器人外科手术系统的一个示例是可从加利福尼亚州的Sunnyvale市的Intuitive Surgical, Inc.获得的DA VINCI®系统。

[0006] 多种结构布置可用于在机器人外科手术过程中在外科手术部位支撑外科手术器械。从动联动装置(driven linkage)或“从动装置(slave)”通常被称作机器人外科手术操纵器,在微创机器人外科手术过程中用作机器人外科手术操纵器的示例性联动装置的布置描述于美国专利号7,594,912、6,758,843、6,246,200、和5,800,423中,其全部公开内容通过引用并入本文中。这些联动装置通常利用平行四边形布置来保持具有轴的器械。这种操纵器结构可约束器械的移动,使得器械围绕位于沿着刚性轴长度的空间内的操纵的远程中心枢转。通过将操纵的远程中心与内部外科手术部位的切口点对准(例如,在腹腔镜外科手术过程中与腹壁处的套管针或插管对准),外科手术器械的末端执行器可以通过使用操纵器联动装置移动轴的近端而被安全定位,不对腹壁强加潜在危险的力。可替代的操纵器结

构被描述于例如美国专利号7,763,015、6,702,805、6,676,669、5,855,583、5,808,665、5,445,166和5,184,601中,其全部公开内容通过引用并入本文中。

[0007] 多种结构布置也可用于在机器人外科手术过程中在外科手术部位支撑和定位机器人外科手术操纵器和外科手术器械。支撑联动装置机构有时被称为装配(set-up)关节或装配关节手臂,其通常用于将每个操纵器定位并对准患者体内相应的切口点。支撑联动装置机构促进外科手术操纵器与期望的外科手术切口点和目标解剖结构的对准。示例性支撑联动装置机构被描述于美国专利号6,246,200和6,788,018中,其全部公开内容通过引用并入本文中。

[0008] 虽然新的远程外科手术系统和装置已被证明是高效和有优势的,但仍然期望进一步的改进。一般而言,可期望改进微创机器人外科手术系统。如果这些改进的技术增加机器人外科手术系统的效率和易用性,则将是尤其有益的。例如,提高可操纵性、增加手术室内的空间利用率、提供更快和更容易的装配、在使用过程中阻止机器人装置间的碰撞和/或降低这些新的外科手术系统的机械复杂性和尺寸是尤其有益的。

## 发明内容

[0009] 下文呈现本发明一些实施例的简要概述,从而提供本发明的基本理解。此概述并非本发明的全面综述。其不旨在识别本发明关键/极其重要的元件或描述本发明的范围。其唯一目的是以简要的形式呈现本发明的一些实施例,作为接下来呈现的更加详细说明的前序。

[0010] 本公开的一个实施例涉及一种用于在机器人外科手术期间的平滑模式转变的系统。所述系统能够包括患者侧推车,其具有机器人机构,所述机器人机构可移动;以及处理器,其能够被配置为控制机器人机构。处理器能够确定模式转变的请求,模式转变的请求能够指定与当前模式不同的新模式;确定机器人机构的初始参数,该初始参数能够包括机器人机构的方位和速度;计算平滑曲线,平滑曲线在所述当前模式与所述新模式之间转变,并且平滑曲线可以是C3连续的;以及根据平滑曲线移动机器人机构。

[0011] 在所述系统的一些实施例中,所述处理器能够识别受模式转变影响的机器人机构的自由度。在一些实施例中,所述处理器可以为所识别的自由度中的每一个计算平滑曲线。在一些实施例中,计算平滑曲线可以包括建立第一命令方位;计算步长值;以及设定第二命令方位。在一些实施例中,所述第二命令位置可以是第一命令方位加上所计算的步长值。在一些实施例中,所述处理器可以确定是否期望额外的平滑;以及如果期望额外的平滑,则建立第三命令方位并计算第二步长值。在一些实施例中,第三命令方位可以被设定为第二命令方位。

[0012] 在一些实施例中,所述初始参数进一步能够包括加速度参数。在一些实施例中,作为确定模式转变的请求的一部分,处理器可以确定是否指示模式转变的平滑。在一些实施例中,如果来自模式转变的估计振动超过阈值,则指示模式转变的平滑。在一些实施例中,确定是否指示模式转变的平滑包括,确定机器人机构的后模式转变参数,其中所述后模式转变参数包括机器人机构的方位和速度;确定初始参数与后模式转变参数之间的差;以及将初始参数与后模式转变参数之间的差与阈值比较。在一些实施例中,如果初始参数与后模式转变参数之间的差大于阈值,则指示模式转变的平滑。

[0013] 本公开的一个实施例涉及一种用于在机器人外科手术期间的模式转变的方法。所述方法可以包括,确定模式转变的请求,模式转变的请求可以指定与当前模式不同的新模式;确定患者侧推车的一部分的初始参数,该初始参数可以包括方位和速度;计算平滑曲线,该平滑曲线在当前模式与新模式之间转变,并且该平滑曲线是C3连续的;以及根据平滑曲线移动患者侧推车的所述部分。

[0014] 在所述方法的一些实施例中,计算平滑曲线能够包括,建立第一命令方位;计算步长值;以及设定第二命令方位。在一些实施例中,第二命令方位可以包括第一命令方位递增计算出的步长值。在一些实施例中,所述方法包括,确定是否期望额外的平滑;以及如果期望额外的平滑,则建立第三命令方位并计算第二步长值。在一些实施例中,第三命令方位被设定为第二命令方位。

[0015] 在一些实施例中,平滑曲线能够包括多个迭代计算的步长。在一些实施例中,当接收到模式转变的第二请求时,结束平滑曲线的计算。在一些实施例中,所述初始参数可以包括加速度参数。

[0016] 本公开的一个实施例涉及一种用于在机器人外科手术期间的振动消除的方法。所述方法可以包括,接收请求的动作,该请求的动作可以包括改变患者侧推车的一部分的速度或方位;计算平滑曲线,该平滑曲线可以根据模拟阻尼系统而被计算。在一些实施例中,模拟阻尼系统可以包括经由第一减震器被连接到第二质量的第一质量和将所述第一质量连接到地面的第二减震器。所述方法可以包括根据所述平滑曲线移动患者侧推车的所述部分。

[0017] 在所述方法的一些实施例中,第一和第二质量具有相同的质量。在一些实施例中,第一减震器被第一阻尼系数限定,并且第二减震器被第二阻尼系数限定。在一些实施例中,第一和第二阻尼系数相同。

[0018] 在所述方法的一些实施例中,计算平滑曲线包括识别患者侧推车的所述部分的初始速度、第一质量的第一初始速度、和第二质量的第二初始速度。在一些实施例中,第一和第二初始速度被设定为等于患者侧推车的所述部分的初始速度。在一些实施例中,所述方法包括当所述请求的动作被接收时,识别期望的停止点,所述期望的停止点识别患者侧推车的所述部分的位置。在一些实施例中,当根据平滑曲线移动患者侧推车的所述部分时,患者侧推车的所述部分偏移越过所述期望的停止点。

[0019] 本公开的一个实施例涉及一种用于在机器人外科手术期间的振动消除的系统。所述系统包括患者侧推车,其能够包括可移动操纵器;以及处理器,其能够控制操纵器。在一些实施例中,处理器可以接收请求的动作,该请求的动作可以包括改变所述操纵器的速度或方位;计算平滑曲线,该平滑曲线根据模拟阻尼系统被计算,所述模拟阻尼系统对应于经由第一减震器被连接到第二质量的第一质量和将第一质量连接到地面的第二减震器;以及根据平滑曲线移动操纵器。

[0020] 在所述系统的一些实施例中,第一和第二质量具有相同的质量。在一些实施例中,第一减震器被第一阻尼系数限定,并且第二减震器被第二阻尼系数限定。在一些实施例中,第一和第二阻尼系数相同。

[0021] 在所述系统的一些实施例中,计算平滑曲线包括识别患者侧推车的部分的初始速度、第一质量的第一初始速度、和第二质量的第二初始速度。在一些实施例中,第一和第二

初始速度被设定为等于患者侧推车的部分的初始速度。

[0022] 在一些实施例中,当接受到所请求的动作时,处理器可以识别期望的停止点,所述期望的停止点识别患者侧推车的部分的位置。在一些实施例中,当根据平滑曲线移动患者侧推车的所述部分时,所述患者侧推车的所述部分偏移越过所述期望的停止点一段距离。在这样的实施例中,患者侧推车的所述部分未返回到期望的停止点。在一些实施例中,当患者侧推车的所述部分未根据平滑曲线被移动时,患者侧推车的所述部分过冲(overshoot)所述期望的停止点。在这样的实施例中,所述过冲由于患者侧推车的所述部分的振荡而出现,并且患者侧推车的所述部分返回到所述期望的停止点。在一些实施例中,偏移距离与过冲量的比为至少1.5:1。

[0023] 为了更加充分地理解本发明的本质和优势,应当参考接下来的详细说明和附图。从随后的附图和详细说明看本发明的其他方面、目标和优势将是明显的。

### 附图说明

[0024] 图1是根据许多实施例的用于进行外科手术的微创机器人外科手术系统的平面图。

[0025] 图2是根据许多实施例的用于机器人外科手术系统的外科医生控制台的透视图。

[0026] 图3是根据许多实施例的机器人外科手术系统电子设备推车的透视图。

[0027] 图4概略地图示了根据许多实施例的机器人外科手术系统。

[0028] 图5A是根据许多实施例的机器人外科手术系统的患者侧推车(外科手术机器人)的局部视图。

[0029] 图5B是根据许多实施例的机器人外科手术工具的正视图。

[0030] 图6示出了根据许多实施例的机器人外科手术系统。

[0031] 图7图示了装配联动装置相对于图6的机器人外科手术系统的定向平台的旋转定向限制。

[0032] 图8示出了根据许多实施例的与机器人外科手术系统吊杆组装件的旋转限制有关的重力中心图。

[0033] 图9示出了根据许多实施例的远程中心操纵器,所述远程中心操纵器包括弧形特征,所述弧形特征相对于操纵的远程中心具有恒定的曲率半径,并且外侧联动装置的基座连杆能够沿着所述弧形特征被重新定位。

[0034] 图10示出了根据许多实施例的远程中心操纵器,所述远程中心操纵器包括闭环弧形特征,外侧联动装置的基座连杆被接合到所述闭环弧形特征,使得基座连杆被约束为沿着闭环弧形特征移动。

[0035] 图11是根据许多实施例的远程中心操纵器的侧视图,该远程中心操纵器处于器械保持器相对于操纵的远程中心的最大俯仰后角的构造中。

[0036] 图12是图示用于阻尼振动的命令整形的过程的一个实施例的流程图。

[0037] 图13是图示用于计算平滑曲线的过程的一个实施例的流程图。

[0038] 图14A和14B是图示用于计算平滑曲线的机械系统的一个实施例的图形图示。

[0039] 图15是图示用于初始化命令整形算法的过程的一个实施例的流程图。

[0040] 图16是图示用于计算步长值的过程的一个实施例的流程图。

[0041] 图17A-17B示出了当阻尼振动的命令整形被使用时的结果与当阻尼振动的命令整形未被使用时的结果的比较。

### 具体实施方式

[0042] 在以下说明中,将描述本发明的各种实施例。为了说明的目的,阐述了具体配置和细节,从而提供实施例的全面理解。然而,本发明可被实施而无需所述具体细节,这对本领域技术人员而言也是明显的。此外,可省略或简化公知的特征,从而不会模糊所描述的实施例。

[0043] 本文所述的运动学联动装置结构和控制系统尤其有益于帮助系统使用者针对具体患者布置手术的机器人结构。除用于在治疗过程中与组织等相互作用的主动驱动的操纵器外,机器人外科手术系统还可具有一个或多个运动学联动装置系统,其被配置为支撑和帮助将操纵器结构与外科手术工作部位对准。这些装配系统可以是主动驱动式或可以是被动式,使得当操纵器在治疗上使用,该装配系统被手动地铰接并且随后被锁定成期望的配置。被动式装配运动学系统可在尺寸、重量、复杂性和成本上具有优势。遗憾的是,多个操纵器可用于处理每位患者的组织,操纵器可各自独立地受益于精确定位,以便使得由该器械支撑的器械在整个工作空间具有期望的移动,且临近的操纵器相对位置的轻微变化可对操纵器间的相互作用产生显著的影响(定位不佳的操纵器潜在地碰撞或其运动范围和/或容易性被显著减小)。因此,准备外科手术时快速布置机器人系统的挑战可能是显著的。

[0044] 一个选择是将多个操纵器安装至单个平台,操纵器支撑平台有时称为定向平台。可由主动驱动式支撑联动装置(本文中有时称为装配结构,且通常具有装配结构联动装置等)来支撑定向平台。系统也可提供和用某种操纵杆或一组按钮控制支撑定向平台的机器人装配结构的机动轴,该操纵杆或按钮允许使用者以独立的方式如所期望的那样主动地驱动那些轴。这种方法虽然在一些情况下有用,但可能面临一些缺点。首先,不足够熟悉机器人、运动学、移动限制范围以及操纵器与操纵器碰撞的使用者可发现难以知道将定向平台定位在何处从而获得良好的装配。其次,系统内任何被动关节的存在意味着装置的定位涉及手动调整(用手移动被动自由度)和控制主动自由度的组合,这可能是困难和耗时的反复活动。

[0045] 为了维持机器人操纵器的手动和主动驱动定位的优势,本文所述的机器人系统的实施例可利用这样的装配模式,其中一个或多个关节响应运动链的一个或多个其他关节的手动铰接而被主动驱动。在许多实施例中,主动驱动的关节将移动支撑多个操纵器的平台支撑联动装置结构,通过使这些操纵器作为单元移动成与工作空间的初始定向和/或方位对准而大大促进整个系统的布置。通过相对于平台支撑一个、一些或所有操纵器的被动装配关节系统可任选地提供由平台支撑的一个、一些或所有操纵器的独立定位。

[0046] 微创机器人外科手术

[0047] 现参考附图,其中贯穿若干视图相同的参考编号表示相同部件,图1是微创机器人外科手术(MIRS)系统10的平面图示,该系统可以是例如远程外科手术系统和/或远程监控(telepresence)系统,通常用于对患者12进行微创诊断或外科手术过程,患者12躺在手术台14上。系统可包括在外科手术过程中外科医生18使用的外科医生控制台16。一个或多个助手20也可参与该过程。该MIRS系统10可进一步包括患者侧推车22(外科手术机器人)和电

子设备推车24。当外科医生18通过控制台16观察外科手术部位时,患者侧推车22可操纵至少一个可去除地耦合的工具组装件26(在下文中简称为“工具”)通过患者12体内微创切口。通过内窥镜28如立体内窥镜可获得外科手术部位的图像,内窥镜28可被患者侧推车22操纵以将内窥镜28定向。电子设备推车24可用于处理外科手术部位的图像,用于随后通过外科医生控制台16向外科医生18显示。一次所使用的外科手术工具26的数量将一般取决于诊断或外科手术过程和手术室内的空间约束等因素。如果有必要改变在手术期间中使用的工具26中的一个或多个,助手20可从患者侧推车22去除工具26,并用来自手术室中的托盘30的其他工具26将其取代。

[0048] 图2是外科医生控制台16的透视图。外科医生控制台16包括左眼显示器32和右眼显示器34,用于向外科医生18呈现实现深度感的外科手术部位的协调(coordinated)立体视图。控制台16进一步包括一个或多个输入控制装置36,其进而引起患者侧推车22(图1中所示)操纵一个或多个工具。输入控制装置36可提供与其相关工具26(图1中所示)相同的自由度,以向外科医生提供输入控制装置36与工具26成整体的远程呈现或感知,使得外科医生具有直接控制工具26的强烈感觉。为了这个目标,可利用方位、力和触觉反馈传感器(未显示)将方位、力和触觉感从工具26通过输入控制装置36传送回至外科医生的手。

[0049] 外科医生控制台16通常与患者位于同一房间,使得外科医生可直接监控手术过程,如果有必要则亲身参与,并直接对助手说话,而不是通过电话或其他通讯媒介。然而,外科医生可处于允许进行远程外科手术过程的与患者不同的房间、完全不同的建筑或其他远程位置。

[0050] 图3为电子设备推车24的透视图。电子设备推车24可与内窥镜28耦合并可包括处理器以处理捕获的图像用于随后的显示,例如在外科医生控制台或位于本地和/或远程的另一合适的显示器上向外科医生显示。例如,在使用立体内窥镜的情况下,电子设备推车24可处理捕获的图像以向外科医生呈现外科手术部位的协调立体图像。这种协调可包括相对图像之间的对准,并可包括调整立体内窥镜的立体工作距离。作为另一个示例,图像处理可包括使用之前确定的摄像机校准参数来补偿图像捕获装置的成像误差,如光学像差。

[0051] 图4概略地图示了机器人外科手术系统50(如图1的MIRS系统10)。如以上所讨论的,外科医生控制台52(如图1中的外科医生控制台16)可被外科医生用来在微创过程期间控制患者侧推车(外科手术机器人)54(如图1中的患者侧推车22)。患者侧推车54可利用成像装置如立体内窥镜来捕获手术过程部位的图像,并将捕获的图像输出至电子设备推车56(如图1中的电子设备推车24)。如以上所讨论的,电子设备推车56可在任何随后的显示之前以多种方式处理捕获的图像。例如,电子设备推车56可在经外科医生控制台52向外科医生显示组合的图像之前利用虚拟控制界面覆盖捕获的图像。患者侧推车54可输出捕获图像用于在电子设备推车56之外进行处理。例如,患者侧推车54可输出捕获的图像至处理器58,处理器58可用于处理捕获的图像。图像也可由电子设备推车56和处理器58的组合进行处理,电子设备推车56和处理器58可被耦合在一起以共同、按顺序和/或其组合处理捕获的图像。一个或多个单独的显示器60也可与处理器58和/或电子设备推车56相耦合以用于图像(如手术过程部位的图像或其他相关图像)的本地和/或远程显示。

[0052] 处理器58通常包括硬件和软件的组合,软件包括可触摸媒介,其体现计算机可读代码指令用于进行本文功能性描述的控制的方法步骤。硬件通常包括一个或多个数据处理

板,其可被共同定位但通常具有分布于本文所述的机器人结构中的组件。软件通常包含非易失性媒介,且还可包含单片(monolithic)代码,但更通常包含许多子例程,其可选地运行在广泛的多种分布数据处理架构中的任何一种架构中。

[0053] 图5A和5B分别显示患者侧推车22和外科手术工具62。外科手术工具62为外科手术工具26的示例。所示的患者侧推车22提供三个外科手术工具26和一个成像装置28(如用于捕获手术过程部位的图像的立体内窥镜)的操纵。操纵由具有数个机器人关节的机器人机构提供。成像装置28和外科手术工具26可被定位和操纵通过患者体内的切口,使得运动学远程中心被维持在切口处以最小化切口的尺寸。当外科手术工具26的远端被定位于成像装置28的视野内时,外科手术部位的图像可包括外科手术工具26远端的图像。

[0054] 外科手术工具26通过将管状插管64插入穿过微创进入孔口(如切口、自然孔、经皮渗透或类似)而被插入患者。插管64被安装至机器人操纵器手臂,且外科手术工具26的轴穿过插管内腔。操纵器手臂可以传送指示插管已经被安装至其上的信号。

[0055] 机器人外科手术系统和模块化操纵器支撑体

[0056] 图6是根据许多实施例的机器人外科手术系统140的简化表示。机器人外科手术系统140包括安装基座72、支撑联动装置122、定向平台124、多个装配联动装置126(显示两个)和多个外科手术器械操纵器82。操纵器82中的每一个可操作为选择性地铰接被安装至操纵器82并可沿着插入轴线插入患者内的外科手术器械。操纵器82中的每一个被附接至装配联动装置126中的一个并被其支撑。装配联动装置126中的每一个通过第一装配联动装置关节84被旋转地耦连至定向平台124并被定向平台124支撑。装配联动装置126中的每一个被固定地附接至定向平台124并被定向平台124支撑。定向平台124被旋转地耦连至支撑联动装置122并被支撑联动装置122支撑。支撑联动装置122被固定地附接至安装基座72并被安装基座72支撑。

[0057] 在许多实施例中,安装基座72是可移动的并由地板支撑,从而实现整个外科手术系统140的选择性重新定位,例如在手术室内。安装基座72可包括导向轮组装件和/或任何其他合适的支撑特征件,所述支撑特征件提供选择性重新定位和选择性阻止安装基座72从选择的方位移动两者。安装基座72也可具有其他合适的配置,例如天花板安装、固定地板/底座安装、墙壁安装或配置为由任何其他合适的安装表面支撑的界面。

[0058] 支撑联动装置122被配置为经由在支撑联动装置122的连杆之间沿多个装配结构轴线的相对移动,相对于安装基座72对定向平台124进行选择定位和/或定向。支撑联动装置122包括柱基座86、可平移柱构件88、肩关节90、吊杆基座构件92、吊杆第一级构件94和腕关节98。柱基座86被固定地附接至安装基座72。可平移柱构件88可沿着第一装配结构(SUS)轴线142相对于柱基座86选择性地重新定位,在许多实施例中所述第一装配结构(SUS)轴线142被竖直地定向。在许多实施例中,可平移柱构件88可沿竖直定向的轴线相对于柱基座86平移。吊杆基座构件92通过肩关节90被旋转地耦连至可平移柱构件88。肩关节90可操作为绕第二SUS轴线144相对于可平移柱构件88选择性地定向吊杆基座构件92,在许多实施例中所述第二SUS轴线144被竖直地定向。吊杆第一级构件94可沿着第三SUS轴线146相对于吊杆基座构件92选择性地重新定位,在许多实施例中所述第三SUS轴线146被水平地定向。相应地,支撑联动装置122可操作为选择性地设置肩关节90和吊杆第一级构件94的远端之间的距离。并且,腕关节98可操作为绕第四SUS轴线148相对于吊杆第一级构件94对定

向平台124进行选择定向,在许多实施例中所述第四SUS轴线148被竖直定向。

[0059] 装配联动装置126中的每一个被配置为,经由装配联动装置126沿多个装配关节(SUJ)轴线的连杆之间的相对移动,相对于定向平台124选择性地定位和定向相关联的操纵器82。第一装配联动装置关节84中的每一个可操作为围绕第一SUJ轴线150相对于定向平台124选择性地定向相关联的装配联动装置基座连杆100,第一SUJ轴线150在许多实施例中被竖直地定向。装配联动装置延伸连杆102中的每一个可沿第二SUJ轴线152相对于相关联的装配联动装置基座连杆100而选择性地重新定位,第二SUJ轴线152在许多实施例中水平地定向。装配联动装置竖直连杆106中的每一个可沿第三SUJ轴线154相对于相关联的装配联动装置延伸连杆102被选择性地重新定位,第三SUJ轴线154在许多实施例中竖直地定向。第二装配联动装置关节108中的每一个可操作为围绕第三SUJ轴线154相对于装配联动装置垂直连杆106选择性地定向机构支撑连杆128。关节132中的每一个可操作以围绕相关联的轴线138旋转相关联的操纵器82。

[0060] 图7图示了根据许多实施例的装配联动装置126相对于定向平台124的旋转定向限制。装配联动装置126中的每一个被显示为相对于定向平台124以顺时针限制定向。相应的逆时针限制定向由图7中相对于竖直定向的镜面的镜像表示。如所示例的,两个内部装配联动装置126中的每一个可在一个方向与竖直参照156成5度被定向至在相对方向与竖直参照156成75度。如示例的,两个外部装配联动装置中的每一个可在相应方向与竖直参照156成15度至95度而被定向。

[0061] 图8示出了根据许多实施例的与用于机器人外科手术系统160的支撑联动装置的旋转限制有关的重心图。在机器人外科手术系统160的组件被定位和定向以将机器人外科手术系统160的重心162最大程度地偏移至相对于外科手术系统160的支撑联动装置164的一侧的情况下,支撑联动装置164的肩关节可被配置为限制支撑结构164围绕装配结构(SUS)肩关节轴线166旋转,以阻止超过安装基座预定的稳定性限制。

[0062] 图9图示了用于经过操纵的远程中心(RC)的冗余轴线和相关联的冗余机械自由度的实施方式的另一方案。图9示出了根据许多实施例的远程中心操纵器260,远程中心操纵器260包括安装基座262,安装基座262包括弧形特征264,弧形特征264相对于操纵的远程中心(RC)具有恒定的曲率半径,并且操纵器260的外侧(近侧)联动装置的基座连杆266能够沿着弧形特征264被重新定位。外侧联动装置被安装到基座连杆266,基座连杆266包括“摇摆”关节特征,以便绕与操纵的远程中心(RC)相交的第一轴线268旋转。基座连杆266与弧形特征264配合,使得基座连杆266被约束为沿着弧形特征264被选择性地重新定位,由此维持操纵的远程中心(RC)相对于安装基座262的方位,安装基座262相对于患者被保持在固定方位中。弧形特征264被配置为使得基座连杆266的移动被限制为绕与操纵的远程中心(RC)相交的第二轴线270的旋转。通过改变基座连杆266沿着弧形特征264的方位,操纵器260的外侧联动装置相对于患者的定向能够被改变,由此提供由远程中心操纵器260操纵的外科手术器械的增加了的移动范围。平行四边形机构272提供绕轴线274的旋转。能够看出,当整个平行四边形机构绕轴线268旋转时,能够使轴线270和274一致。

[0063] 图10图示了经过操纵的远程中心(RC),进而提供相关联的冗余自由度的冗余轴线的实施方式的另一方案。图10示出了根据许多实施例的远程中心操纵器280,远程中心操纵器280包括安装基座282,安装基座282包括闭环弧形特征284,操纵器280的外侧(远侧)联动

装置的基座连杆286能够在环弧形特征284内部被重新定位。如图所示,中心安装元件285在闭环弧形特征284内部旋转。基座连杆286被安装在中心安装元件285上,以朝向操纵的远程中心稍微向内被定向。外侧联动装置被安装到基座连杆286,以便绕与操纵的远程中心(RC)相交的第一轴线288旋转。闭环弧形特征284被配置为使得,对于基座连杆286绕弧形特征284的所有方位,操纵的远程中心(RC)的方位相对于安装基座282保持固定,安装基座282相对于患者被保持固定。闭环弧形特征284是圆形的,并且关于与操纵的远程中心(RC)相交的第二轴线290轴向对称。通过改变基座连杆286绕闭环弧形特征284的方位,操纵器280的外侧联动装置相对于患者的定向能够被改变,由此提供为远程中心操纵器280提供增加的移动范围、臂与臂或臂与环境的碰撞避免、和/或运动学奇点避免。在安装基座仅横穿圆的一部分的情况下,“部分圆”特征或整圆特征也能够被使用。能够看出,弧形特征284和其相关联的中心安装特征285充当锥形扫掠关节。

[0064] 图11是远程中心操纵器320的侧视图,其中器械保持器342被俯仰回到最大量。在被示出的构造中,第一平行四边形连杆330已经被摆动到恰好经过与延伸连杆324对准的方位,并且第二平行四边形连杆336已经被摆动到恰好经过与第一平行四边形连杆330对准的方位,由此将插入轴线366定向为从垂直轴线374向摇摆轴线348的75度的角度偏置。当远程中心操纵器320可以被配置为例如通过增加延伸连杆324的长度使得器械保持器342不与摇摆/俯仰外壳346接触来实现甚至更大的最大俯仰后角时,考虑到插入轴线366与摇摆轴线348之间的角度被减小至15度之下时远程中心操纵器320关于器械保持器342相对于操纵的远程中心(RC)的摇摆的运动学被越来越差地调节,获得的额外的俯仰后角可能不是实用的值。

#### [0065] 命令整形

[0066] 图12是图示用于抑制振动的命令整形的过程600的一个实施例的流程图。过程600可以被用来平滑机器人系统(诸如MIRS系统10)并且具体地患者侧推车22的移动。在一些实施例中,当机器人系统(诸如MIRS系统10)改变模式时,过程600可以被执行,并且在一些实施例中,不管机器人系统的任何模式变化,过程600都可以被执行。过程600可以利用为机器人系统的一部分和/或被连接到机器人系统的处理器和/或控制系统来执行。在一些实施例中,过程600可以被例如处理器58执行。

[0067] 过程600在方框602处开始,其中自由度(DOF)被识别。在一些实施例中,自由度可以是MIRS系统10和/或MIRS系统10的部件、关节或特征的自由度(DOF)中的一个。在一些实施例中,识别的自由度可以与MIRS系统10的受模式改变影响的部分有关。在一些实施例中,与这些自由度有关的信息可以被存储在与MIRS系统10相关联的存储器中,该存储器可以例如与处理器58连接。在一些实施例中,与自由度中的一个或若干个有关的信息可以从存储器被检索、和/或被产生或被收集。

[0068] 在自由度已经在方框602中被识别之后,过程600进入到方框606,其中模式数据被接收。在一些实施例中,模式数据可以识别MIRS系统10的一个或若干个操作模式。在一个实施例中,例如,这种模式数据能够识别MIRS系统10的当前操作模式、MIRS系统10的一个或若干个过去操作模式、和/或MIRS系统10的未来操作模式或请求操作模式。在一些实施例中,与当前操作模式不同的请求操作模式的识别可以导致模式转变,在一些实施例中并且在没有本文中所公开的命令整形的情况下这会产生显著的振动。在一些实施例中,模式数据可

以从存储器、外科医生的控制台16、和/或电子设备推车24接收到。

[0069] 在模式数据已经被接收之后,过程600进入到决策状态608,其中确定模式转变是否已经发生和/或正在发生。模式转变是否已经发生和/或正在发生的确定可以包括,比较与MIRS系统10的操作有关的信息与用于确定模式转变是否已经发生和/或正在发生的标准。在一些实施例中,这些标准可以包括确定是否已经请求将会和/或可能产生振动的任何动作(无论是否与模式转变相关联),和/或确定这些振动是大于、小于还是等于某一阈值。在一些实施例中,当请求的动作通过MIRS系统10的一个或若干个部件的大于阈值的加速度而被实现时,请求的动作将会和/或可能产生振动。在一些实施例中,阈值可以基于数个因素而改变,包括例如引起加速度的力的来源、MIRS系统10的经受力和/或加速度的部分的刚度等等。在一些实施例中,这种确定可以进一步包括,确定请求动作(包括例如请求模式转变)是否会将MIRS系统10的部分从静态转变为动态、或从动态转变为静态。这些确定可以由处理器58和/或MIRS系统10的其他部件进行。

[0070] 在一些实施例中,模式转变是否已经发生的确定可以进一步包括,确定平滑和/或命令整形是否已经被请求。在一些实施例中,这种确定可以基于从外科医生和/或MIRS系统10的其他使用者接收的一个或若干个输入而进行。在一个实施例中,这种信息可以被存储在存储器中,并且当过程600被例如处理器58执行时,该信息可以被检索。

[0071] 在已经确定模式转变是否已经发生和/或正在发生之后,过程600进入到方框610,其中方位参数被检索。在一些实施例中,方位参数可以限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件的方位。在一些实施例中,方位参数可以绝对地限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件相对于例如,如固定坐标系的方位,和/或相对地限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件相对于MIRS系统10的一个或若干个其他部件的方位。在一些实施例中,方位参数可以从MIRS系统10中检索和/或被MIRS系统10确定。

[0072] 在方位参数已经被检索之后,过程600进入到方框612,其中速度参数被检索。在一些实施例中,速度参数可以限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件的速度。在一些实施例中,速度参数可以绝对地限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件相对于例如,如固定坐标系的速度,和/或相对地限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件相对于MIRS系统10的一个或若干个其他部件的速度。在一些实施例中,速度参数可以从MIRS系统10中检索和/或被MIRS系统10确定。

[0073] 在速度参数已经被检索之后,过程600进入到方框614,其中加速度参数被检索。在一些实施例中,加速度参数可以限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件的加速度。在一些实施例中,加速度参数可以绝对地限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件相对于例如,如固定坐标系的加速度,和/或相对地限定和/或识别MIRS系统10的一个或若干个部件相对于MIRS系统10的一个或若干个其他部件的加速度。在一些实施例中,加速度参数可以从MIRS系统10中检索和/或被MIRS系统10确定。

[0074] 在加速度参数已经被检索之后,过程600进入到方框616,其中平滑曲线被计算。平滑曲线可以由被迭代地计算的多个步骤组成。在一些实施例中,平滑曲线可以限定MIRS系统10和/或其部件的当前位置、速度、和/或加速度与由请求的动作和/或模式转变规定的位置、速度、和/或加速度之间的转变路径。在一些实施例中,转变路径可以是最小化和/或消除振动的路径。在一个实施例中,转变路径可以不受不连续的影响,诸如MIRS系统10和/或

受请求的动作和/或模式转变影响的其部件的位置、速度、加速度、加速度变化率、和/或其他参数方面的不连续性。在一个实施例中,在速度方面没有不连续的转变路径是C1连续的,在加速度方面没有不连续的转变路径是C2连续的,而在加速度变化率方面没有不连续的转变路径是C3连续的。在一些实施例中,平滑曲线的计算可以包括计算MIRS系统10和/或其部件的一个或若干个下一位置、速度、加速度、加速度变化率、和/或其他参数。在一些实施例中,MIRS系统10和/或其部件的这些一个或若干个下一位置、速度、加速度、加速度变化率、和/或其他参数能够被无限地计算,直至触发阈值已经被实现、和/或直至触发过程600的重新开始的另一动作已经被请求。平滑曲线可以通过处理器58或MIRS系统10的其他部件来计算。平滑曲线的计算的细节将会在下面更详细地讨论。

[0075] 在平滑曲线已经被计算之后,过程600进入到方框618,其中平滑曲线被应用。如在上面讨论的,在一些实施例中,平滑曲线可以包含MIRS系统10和/或其部件的一个或若干个下一位置、速度、加速度、加速度变化率、和/或其他参数。在一些实施例中,平滑曲线可以被应用于MIRS系统10和/或其部件(包括例如操纵MIRS系统10和/或其部件的一个或若干个马达)。平滑曲线的应用可以通过处理器58或MIRS系统10的其他部件来控制。

[0076] 在平滑曲线已经被应用之后,过程600进入到决策状态620,其中确定是否需要和/或期望额外的平滑。在一些实施例中,这可以包括通过例如比较MIRS系统10和/或其部件的一个或若干个参数与识别平滑何时可以和/或应当被结束的阈值来确定是否结束平滑过程。在一些实施例中,是否提供额外的平滑的确定可以包含额外的动作是否已经被请求,额外的动作可以包括例如额外的模式转变。这种确定可以例如被处理器58进行。如果确定需要额外的平滑,那么过程600返回到方框610并且如在上面概述的那样进行。

[0077] 过程600可以包括用于MIRS系统10的自由度的并行/同时处理或顺序处理。在自由度被并行/同时处理的一些实施例中,如在图12中描绘的决策状态622可以被省略。再次返回到过程600,如果确定不需要额外的平滑,那么过程进入到决策状态622,其中确定是否存在与MIRS系统10相关联的任何额外的自由度。如果确定存在额外的到目前为止未被识别的自由度,那么过程600返回到方框602并且如在上面概述的那样进行。如果确定不存在与MIRS系统10相关联的额外的和/或识别的自由度,那么在一些实施例中过程结束。

[0078] 图13是图示用于计算所示平滑曲线的过程640的一个实施例的流程图。在一些实施例中,过程640可以代替在图12中示出的方框616被执行。如同图12的过程600,过程640可以被MIRS系统10和/或其部件执行。

[0079] 过程640在方框642处开始,其中命令方位被建立。在一些实施例中,命令方位可以是MIRS系统10和/或经受请求动作的其部件的当前方位。在命令方位已经被建立之后,过程640进入到决策状态644,其中确定请求动作是否是新的动作。在一些实施例中,这种确定可以包括确定平滑是否已经针对请求动作而发生和/或是否已经针对请求动作而开始。如果平滑已经发生和/或已经开始,那么过程640进入到方框646,其中系统被初始化。在一些实施例中,初始化系统可以包括为平滑曲线的产生建立一个或若干个初始参数。在一些实施例中,这可以包括建立指定一个或若干个阻尼系数、位置、速度等等的参数。

[0080] 在系统已经被初始化之后,过程640进入到方框648,其中步长值被计算。在一些实施例中,步长值可以是限定模拟阻尼系统、MIRS系统10和/或受请求的动作影响的其部件的位置和/或速度中的一个或若干个下一参数的值。这样的模拟阻尼系统的细节将会在下面

更详细地讨论。

[0081] 在一些实施例中,步长值能够被计算为使得,当以步长值指定的方式从命令方位移动到由步长值指定的方位时MIRS系统10和/或其部件不经历加速度变化率。步长值可以利用处理器58来计算。如何计算步长值的细节将会在下面更详细地讨论。

[0082] 在步长值已经被计算之后,过程640进入到方框650,其中新的命令方位被设定。在一些实施例中,新的命令方位可以被设定为计算的步长值、计算的步长值中的一个、或初始建立的命令方位与计算的步长值的组合。命令方位可以被存储在与MIRS系统10相关联的存储器中。在命令方位已经被设定之后,过程640进入到方框652,并且继续到图12的方框618。

[0083] 图14A和14B是用于计算平滑曲线的机械系统和/或模拟阻尼系统700的一个实施例的图形图示。在图14A中,模拟阻尼系统700被描绘为具有移动零件,而在图14B中,在所有移动都已经被停止和/或被有效地停止之后,描绘了模拟阻尼系统700。相同的模拟阻尼系统700能够被用来确定停止移动和/或减慢移动的平滑曲线,并且在一些实施例中,模拟阻尼系统700可以被用来确定开始和/或加速移动的平滑曲线。

[0084] 模拟阻尼系统700包括系统质量702。系统质量702表示MIRS系统10和/或MIRS系统10的受请求动作影响的部件的质量。系统质量702的值可以被存储在与MIRS系统10相关联的存储器中,和/或可以基于从MIRS系统10的部件(例如,一个或若干个马达)接收的反馈而被产生。在一些实施例中,系统质量可以基于实现期望的加速度所需的力的量来确定。

[0085] 如在图14A和14B中描绘的,系统质量具有被指示为 $v_s(t)$ 的速度,速度随着时间根据系统质量702与模拟阻尼系统700的其他部件的相互作用而改变。模拟阻尼系统700包括经由第一减震器708与第二质量706并且经由第二减震器712与地面710相互作用的第一质量704。在一些实施例中,第一和第二质量704、706可以具有识别第一和第二质量704、706的质量的任何期望的值。在一些实施例中,第一质量704的质量可以与第二质量的质量相同,并且在一些实施例中,第一质量704的质量可以与第二质量706的质量不同。在一些实施例中,第一和第二质量704、706的质量可以被选择,以使得结合第一和第二减震器708、712,模拟阻尼系统700可以为系统质量702的参数产生C1、C2、C3、C4、C5、和/或C6连续的平滑曲线。在一些实施例中,第一和第二质量704、706的各种质量可以导致用于系统质量702的参数的C1、C2、C3、C4、C5和/或C6连续的平滑曲线的产生。

[0086] 类似地,第一减震器708和第二减震器712均可以通过例如阻尼系数来描述。在一些实施例中,第一减震器708的阻尼系数可以与第二减震器712的阻尼系数相同,并且在一些实施例中,第一减震器708的阻尼系数可以与第二减震器712的阻尼系数不同。

[0087] 在一些实施例中,减震器708、712的阻尼系数可以被配置为减轻和/或消除由MIRS系统10和/或MIRS系统10的受请求动作影响的部件在当动作被请求时的时候与当MIRS系统10和/或MIRS系统10的受请求动作影响的部件完成请求动作和/或有效地完成请求动作时的时候之间的经历的总行进距离。在一些实施例中,当MIRS系统10和/或MIRS系统10的受请求动作影响的部件渐进地接近所请求动作中指定的方位、速度和/或加速度时,请求动作被有效地完成。

[0088] 在一些实施例中,减震器708、712的阻尼系数可以被配置为以便减轻和/或消除由请求动作的执行引起的振动。在一些实施例中,减震器708、712的阻尼系数的值能够被优化,以便提供最少影响外科医生控制MIRS系统10的能力和/或最少不利地影响被MIRS系统

10执行的操作结果的结果。在一些实施例中,第一和第二质量704、706的特定质量和/或多个特定质量以及第一和第二减震器708、712的阻尼系数可以被同时选择,以优化模拟阻尼系统700的期望性能和/或响应和/或平滑曲线的形状和/或轨迹。

[0089] 图15是图示用于初始化命令整形算法的过程660的一个实施例的流程图。过程660可以作为图13的方框646的一部分或代替图13的方框646被执行。过程在方框662处开始,其中第一质量的方位被指定为等于在图13的方框642中建立的命令方位。在第一质量704的方位被设定为等于命令方位之后,过程660进入到方框664,此时第一质量704的速度被设定为等于命令速度,换言之等于紧接在动作被请求之前的系统质量702的速度 $v_s(t)$ 。

[0090] 在第一质量704的速度被设定为等于命令速度之后,过程660进入到方框666,其中第二质量706的方位被设定为等于第一质量704的方位,并且因此被设定为等于在图13的方框642中建立的命令方位。在第二质量706的方位被设定为等于命令方位时,过程660进入到方框668,其中第二质量706的速度被设定为等于第一质量704的速度,或换言之被设定为等于命令速度,所述命令速度是紧接在动作被请求之前的系统质量702的速度 $v_s(t)$ 。在第二质量706的速度已经被设定为第一质量704的速度之后,过程660进入到方框670并且继续到图13的方框648。

[0091] 图16是图示用于计算步长值的过程的一个实施例的流程图。过程680可以作为图13的方框648的一部分或代替图13的方框648被执行。过程680在方框682处开始,其中第一质量704的下一位置被计算。在一些实施例中,第一质量704的方位可以根据以下等式被计算,其中 $x_1$ 是第一质量704的初始方位, $v_1$ 是第一质量704的初始速度, $T$ 是时间段的持续时间(例如,伺服时间步骤的持续时间),并且 $x_1'$ 是第一质量704的下一方位。

$$[0092] \quad x_1' = v_1 * T + x_1$$

[0093] 在第一质量704的下一方位已经被计算之后,过程680进入到方框684,其中第一质量704的下一速度被计算。在一些实施例中,第一质量704的下一速度可以根据以下等式被计算,其中 $v_1$ 是第一质量704的初始速度, $v_2$ 是第二质量706的初始速度, $b_1$ 是第一减震器708的阻尼系数, $b_2$ 是第二减震器712的阻尼系数,并且 $v_1'$ 是第一质量704的下一速度。

$$[0094] \quad v_1' = v_1 - b_1 * v_1 - b_2 * v_1 + b_2 * v_2$$

[0095] 在第一质量704的下一速度已经被计算之后,过程680进入到方框686,其中第二质量706的下一方位被计算。在一些实施例中,第二质量706的下一方位可以根据以下等式被计算,其中 $x_2$ 是第二质量706的初始方位, $v_2$ 是第二质量706的初始方位, $T$ 是时间段的持续时间(例如,伺服时间步骤的持续时间),并且 $x_2'$ 是第二质量706的下一方位。

$$[0096] \quad x_2' = v_2 * T + x_2$$

[0097] 在第二质量706的下一方位已经被计算之后,过程680进入到方框688,其中第二质量706的下一速度被计算。在一些实施例中,第二质量706的下一速度可以根据以下等式被计算,其中 $v_1$ 是第一质量704的初始速度, $v_2$ 是第二质量706的初始速度, $b_1$ 是第一减震器708的阻尼系数, $b_2$ 是第二减震器712的阻尼系数,并且 $v_2'$ 是第二质量706的下一速度。

$$[0098] \quad v_2' = v_2 + b_2 * v_1 + b_2 * v_2$$

[0099] 在一些实施例中,步骤682-688可以被处理器58或MIRS系统10的其他部件执行。在第二质量706的速度已经被计算之后,过程680进入到方框690并且继续进行图13中示出的方框650。

[0100] 图17A和17B示出了当使用命令整形以抑制振动时的结果与当不使用命令整形以抑制振动时的结果的比较。图17A中的曲线图描绘了在没有本文中所描述的平滑的情况下发生的突然的模式转变,并且图17B中的曲线图描绘了在具有本文中所描述的平滑的情况下发生的平滑的模式转变。

[0101] 参照图17A,在标题为“俯仰DOF的升高与下降,实例:5 (Servo)”的曲线图中,描绘了在MIRS系统10的内部测量的数据。曲线图包括根据时间识别命令方位的被标记为“Cmdpos”的迹线、根据时间识别MIRS系统10的一部分的实际方位的被标记为“Actpos”的迹线、识别模式转变的瞬间和MIRS系统10的所述部分的期望最终位置的被标记为“Lockpos”的迹线、根据时间识别命令速度的被标记为“Cmdvel”的迹线、根据时间识别MIRS系统10的所述部分的实际速度的被标记为“Actvel”的迹线、根据时间识别迹线Cmdpos与Actpos之间的差的被标记为“Err”的迹线,以及根据时间识别由MIRS系统10的一个或若干个马达施加的扭矩的导数的被标记为“Torque Diff”的迹线。尽管所有的迹线都被描绘为具有相同的标度,但是迹线Err不具有与其他迹线相同的标度,因为它已经被放大以清楚地示出MIRS系统10的所述部分的实际方位中的振荡。

[0102] 在被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:5 (Polaris)”的曲线图中,描绘了在MIRS系统10的外部测量的数据。具体地,在被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:5 (Polaris)”的曲线图中描绘的数据通过利用外部测量装置来产生。“俯仰DOF的升高与下降,实例:5 (Polaris)”的曲线图中的数据根据时间描绘MIRS系统10的一部分的实际方位。被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:5 (Polaris)”的曲线图中的这种数据对应于被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:5 (Servo)”的曲线图中的迹线Actpos。

[0103] 如在图17A中看见的,振荡由于在 $t=1$ 处发生的模式转变而出现。这些振荡在与MIRS系统10的所述部分的实际方位和速度有关的所有迹线中都是明显的。如在图17A中看见的,不使用如在本文中概述的命令整形可以导致过冲和振动。在所描绘的具体实施例中,对于具有1.04弧度/秒的初始速度的部件来说,不使用如在本文中概述的命令整形导致大约10mm的过冲。这种过冲被测量为期望的停止点(位于0.75弧度处)与越过期望的停止点的最大位移之间的距离。

[0104] 参照图17B,在标题为“俯仰DOF的升高与下降,实例:15 (Servo)”的曲线图中,描绘了在MIRS系统10的内部测量的数据。曲线图包括根据时间识别命令方位的被标记为“Cmdpos”的迹线、根据时间识别MIRS系统10的一部分的实际方位的被标记为“Actpos”的迹线、识别模式转变的瞬间和MIRS系统10的所述部分的期望的最终方位的被标记为“Lockpos”的迹线、根据时间识别命令速度的被标记为“Cmdvel”的迹线、根据时间识别MIRS系统10的所述部分的实际速度的被标记为“Actvel”的迹线、根据时间识别迹线Cmdpos与Actpos之间的差的被标记为“Err”的迹线,以及根据时间识别由MIRS系统10的一个或若干个马达施加的扭矩的导数的被标记为“Torque Diff”的迹线。尽管所有的迹线都被描绘为具有相同的标度,但是迹线Err不具有与其他迹线相同的标度,因为它已经被放大以清楚地示出MIRS系统10的所述部分的实际方位的振荡。

[0105] 在被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:15 (Polaris)”的曲线图中,描绘了在MIRS系统10的外部测量的数据。具体地,在被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:15 (Polaris)”的曲线图中描绘的数据利用外部测量装置来产生。“俯仰DOF的升高与下降,实

例:15 (Polaris)”的曲线图中的数据根据时间描绘MIRS系统10的一部分的实际方位。被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:15 (Polaris)”的曲线图中的这种数据对应于被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:15 (Servo)”的曲线图中的迹线Actpos。

[0106] 如在图17B中看见的,如在本文中概述的命令整形的使用消除了图17A中示出的振动。具体地,如在被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:15 (Polaris)”的曲线图中看见的,方位平滑地接近稳定值(在图中,0.9弧度)。在该实施例中,如在本文中概述的命令整形的使用已经产生了C3连续的平滑曲线,并且因此在加速度变化率方面没有不连续。如在被标记为“俯仰DOF的升高与下降,实例:15 (Polaris)”的曲线图中进一步看见的,如在本文中概述的命令整形的使用消除了过冲,但是导致了偏移,并且具体地在所描绘的实施例中,对于具有1.04弧度/秒的初始速度的部件来说偏移大约35mm。这种偏移被测量为期望的停止点(位于0.75弧度处)与超过期望的停止点的最大位移之间的距离。然而,令人惊讶地,虽然本文中的命令整形的使用导致了显著大于当如在本文中所公开的命令整形未被使用时产生的过冲的偏移,但是如在本文中所公开的命令整形的使用提供更好的临床结果并且为用户提供MIRS系统10的控制的更好感觉。

[0107] 进一步的,在一些实施例中,用于第一和第二减震器708、712的阻尼系数可以被操纵以产生不同的结果。因此,在一个实施例中,某些阻尼系数可以导致显著的过冲和最小的偏移,并且在其他实施例中,某些阻尼系数可以导致最小的过冲和显著的偏移。有利地,某些阻尼系数的组合能够产生期望的临床结果和/或控制结果。类似地,已经发现,在一些实施例中,当偏移与过冲量的比为大约1.5:1、2.5:1、3:1、3.5:1、4:1、5:1、或任何其他中间比时,临床结果和外科医生体验被最大化。在一个实施例中,这些比可以例如通过用于 $b_1=3$ 的第一减震器708的阻尼系数并且通过用于 $b_2=1$ 的第二减震器712的阻尼系数来实现。

[0108] 其他变化形式也在本发明的精神内。因此,虽然本发明容易受到各种修改和可选构造的影响,但其图示的某些实施例在附图中被显示并且已经在上文中进行详述。然而,应当理解的是,本发明不旨在将本发明限制于所公开的特定的一种形式或多种形式,而相反,本发明意在涵盖所有落入本发明的精神和范围内的修改、可选构造和等同物,如所附的权利要求中所限定的那样。

[0109] 在描述本发明的上下文中(尤其在以下权利要求的上下文中),术语“一个(a)”和“一个(an)”和“所述(the)”和类似指称的使用应被解释为同时涵盖单数和复数形式,除非本文中另有指出或明显与上下文相矛盾。术语“包含”、“具有”、“包括”和“含有”应被解释为开放式术语(即,意思是“包括,但不限于”),除非另有说明。术语“连接(connected)”应被解释为部分或全部地包含在内、附接至或连结在一起,即使中间存在某物。本文中数值范围的描述仅仅是旨在作为个别地提及落入该范围的每个独立的值的便捷方法,除非本文中另有指示,并且每个单独的值被并入说明书中,如同其被单独地描述在本文中。本文中所述的所有方法可以以任何合适的顺序进行,除非本文中另有指示或明显与上下文相矛盾。本文中提供的任何和所有示例或示例性语言(例如,“如”)的应用仅仅是为了更好地阐明本发明的实施例,且不对本发明的范围产生限制,除非另有声明。本说明书中的语言均不应被解释为表明任何未请求保护的元素对于本发明的实施是必要的。

[0110] 本文中描述了本发明优选的实施例,包括发明人已知的用于实施本发明的最佳方式。在阅读上述描述后,那些优选的实施例的变化形式对本领域技术人员而言可变得明显。

发明人期望技术人员酌情利用这些变化形式,且发明人意图本发明以本发明中具体的描述之外的方式实施。因此,本发明包括本文所附权利要求中描述的适用法律所允许的所述主题的所有变化和等同物。此外,上述元素其所有可能变化形式中的任何组合被本发明所包含,除非本文中另有指出或明显与上下文相矛盾。

[0111] 本文引用的所有参考文献,包括出版物、专利申请和专利,以与每篇参考文献被单独和具体地被指出通过引用并入且以在此提出全部内容的方式的相同的程度在此通过引用而被并入。

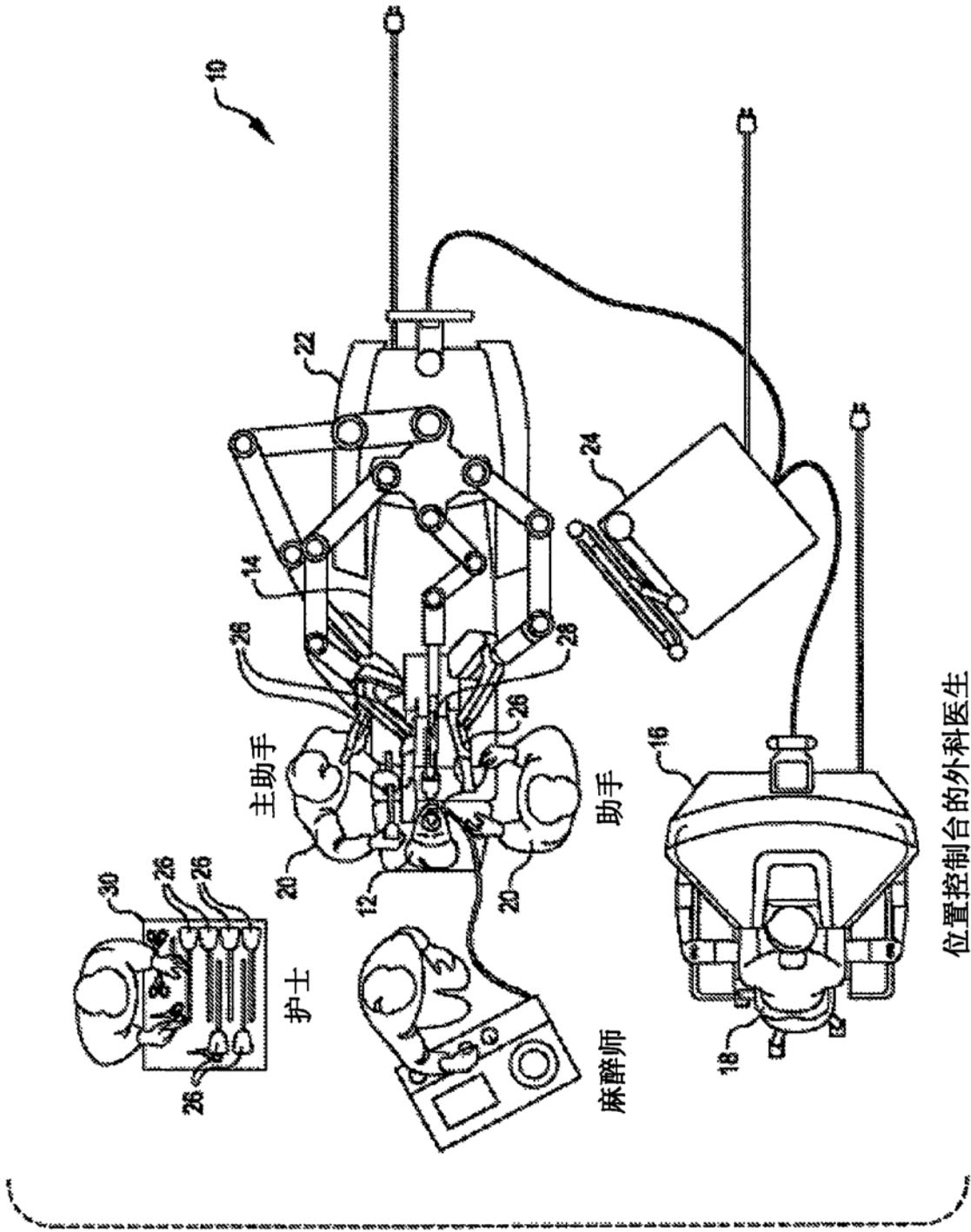


图1

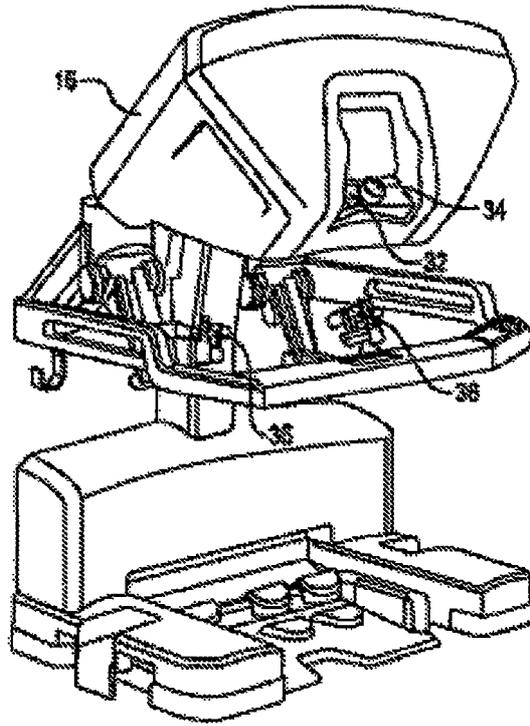


图2

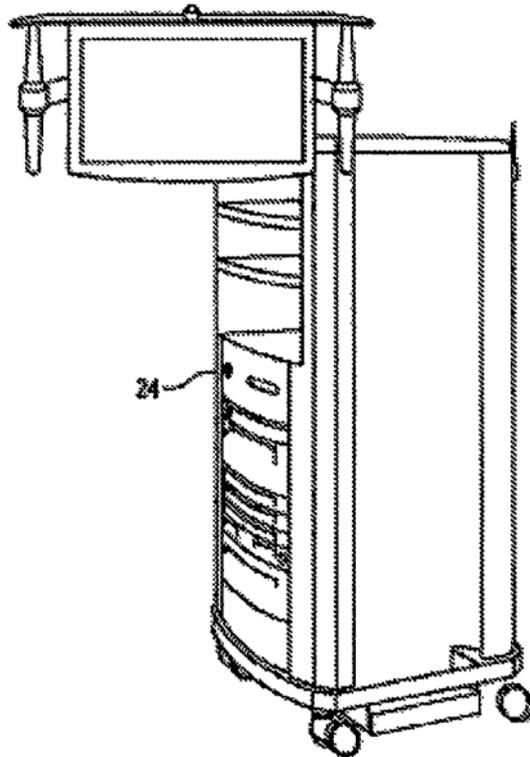


图3

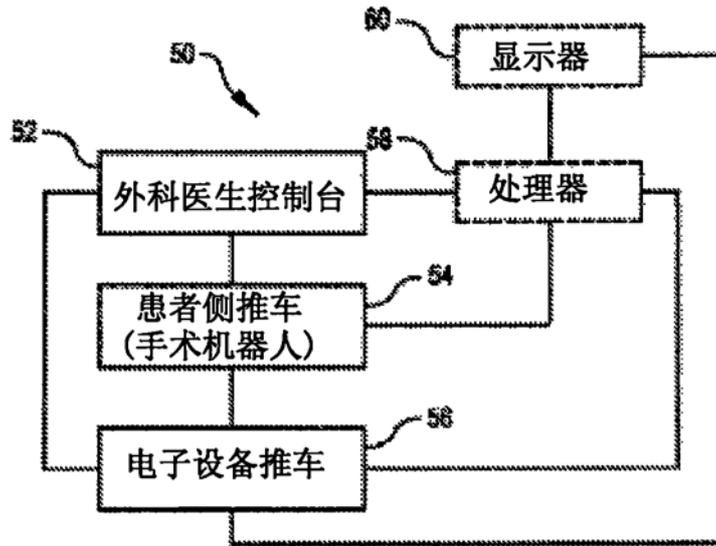


图4

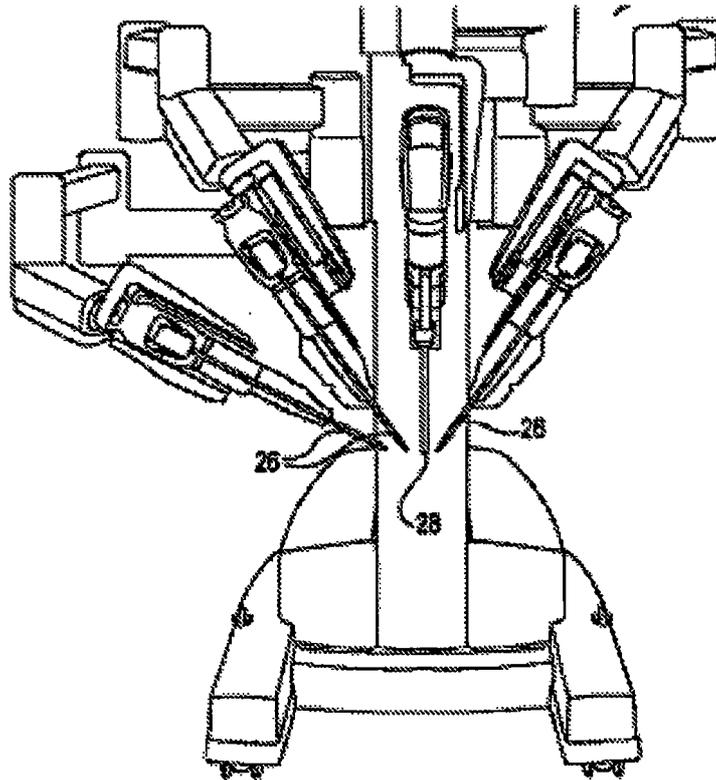


图5A

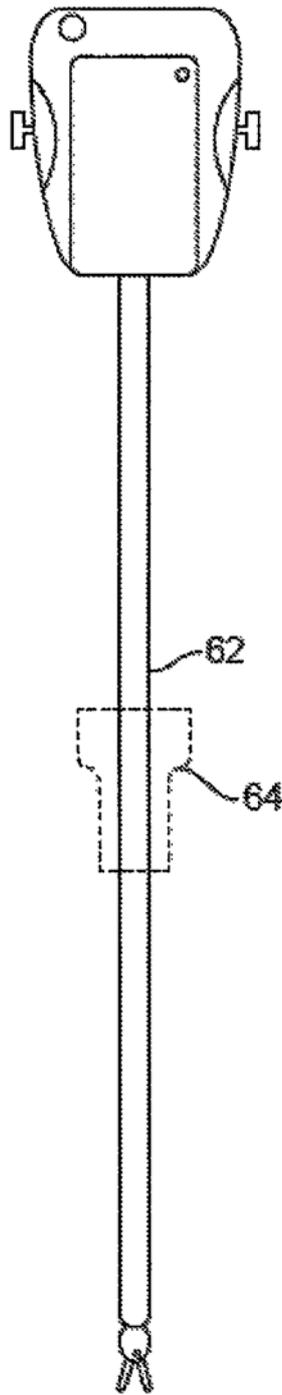


图5B

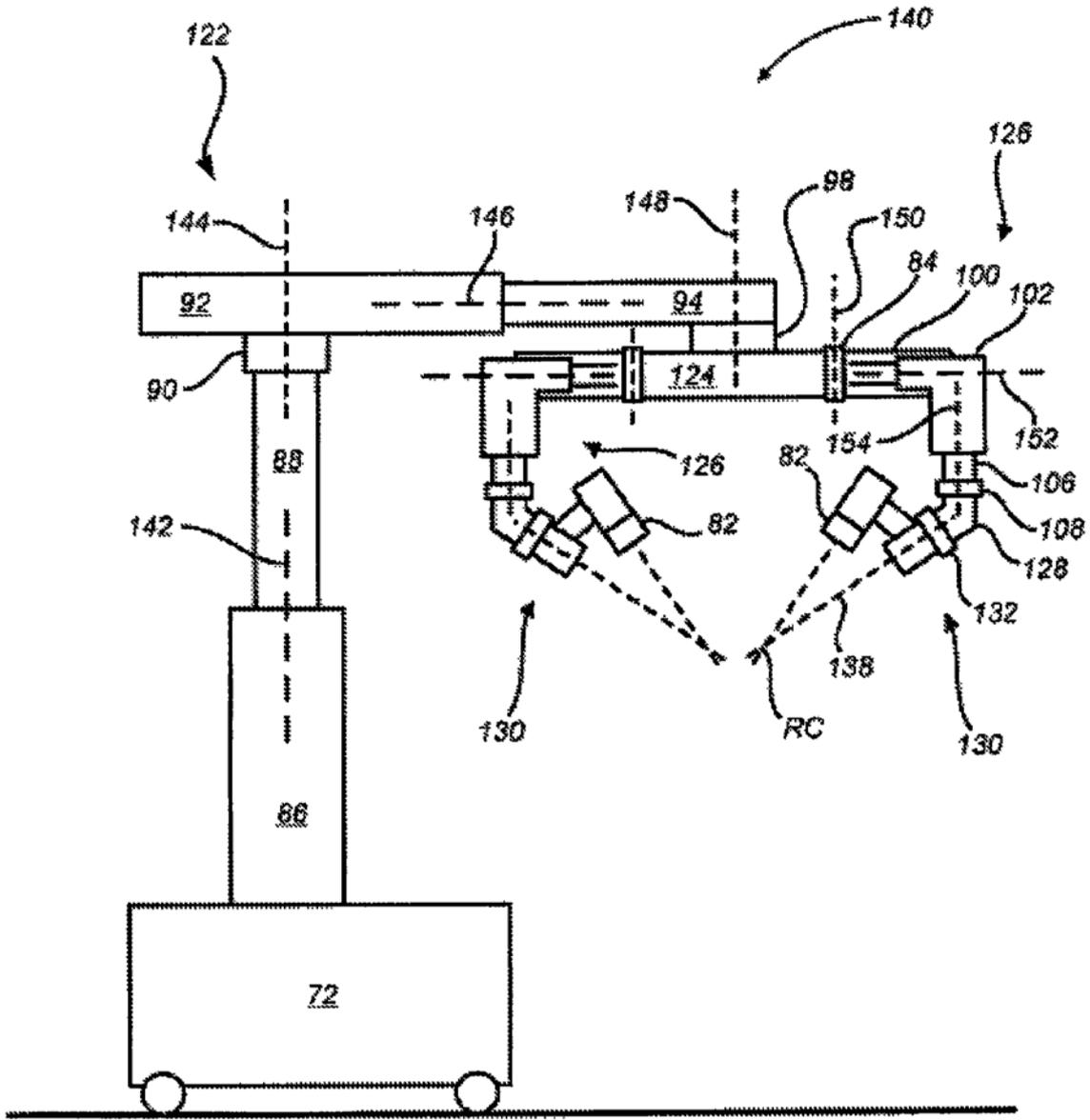


图6

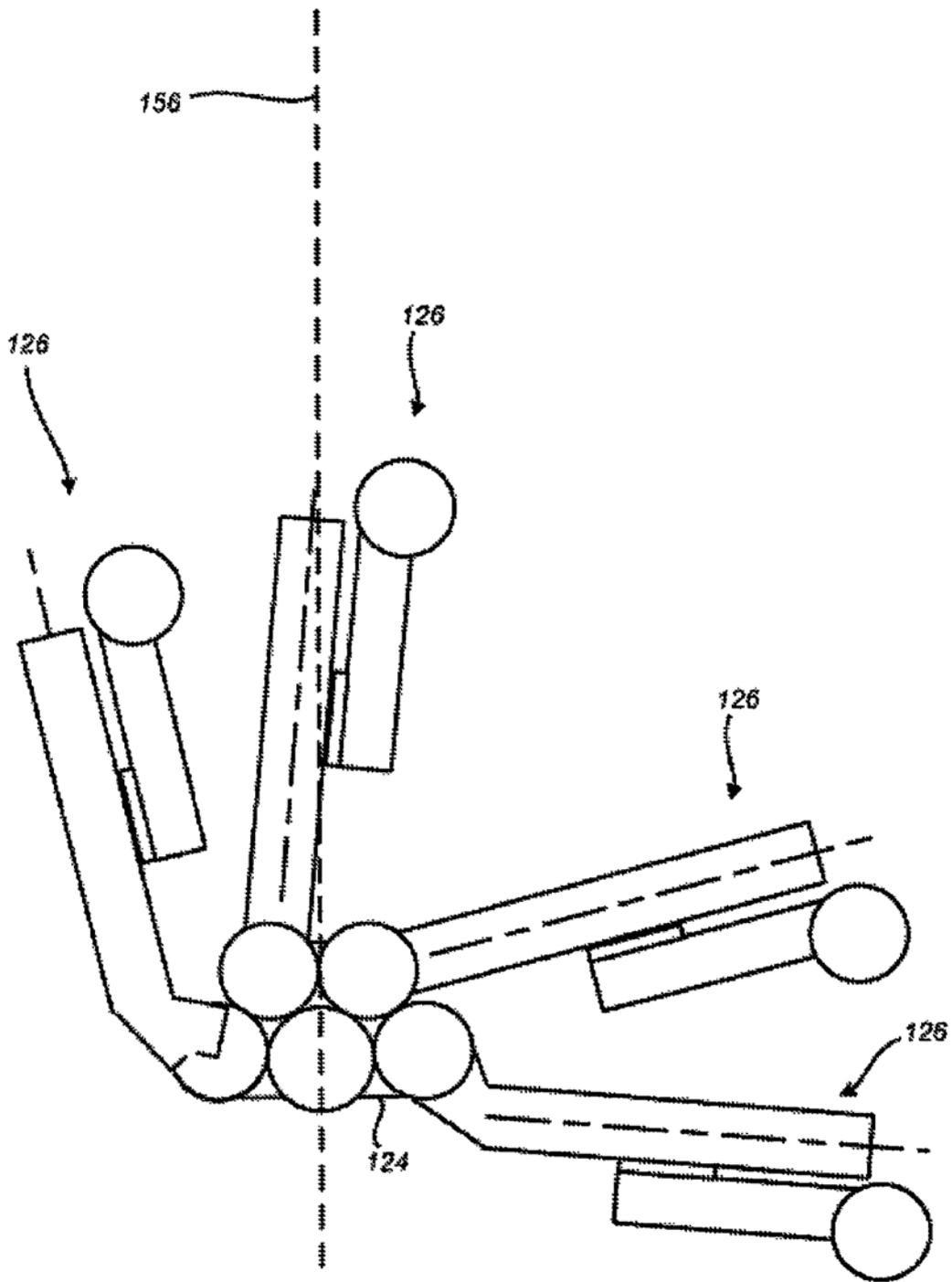


图7

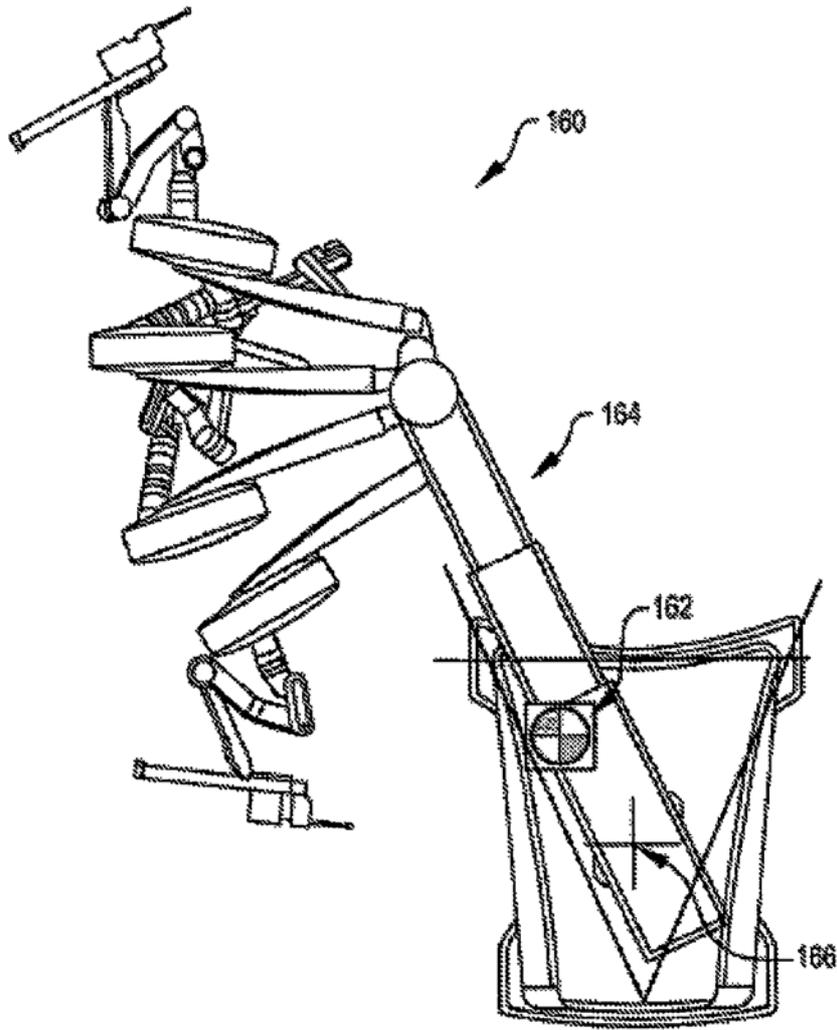


图8

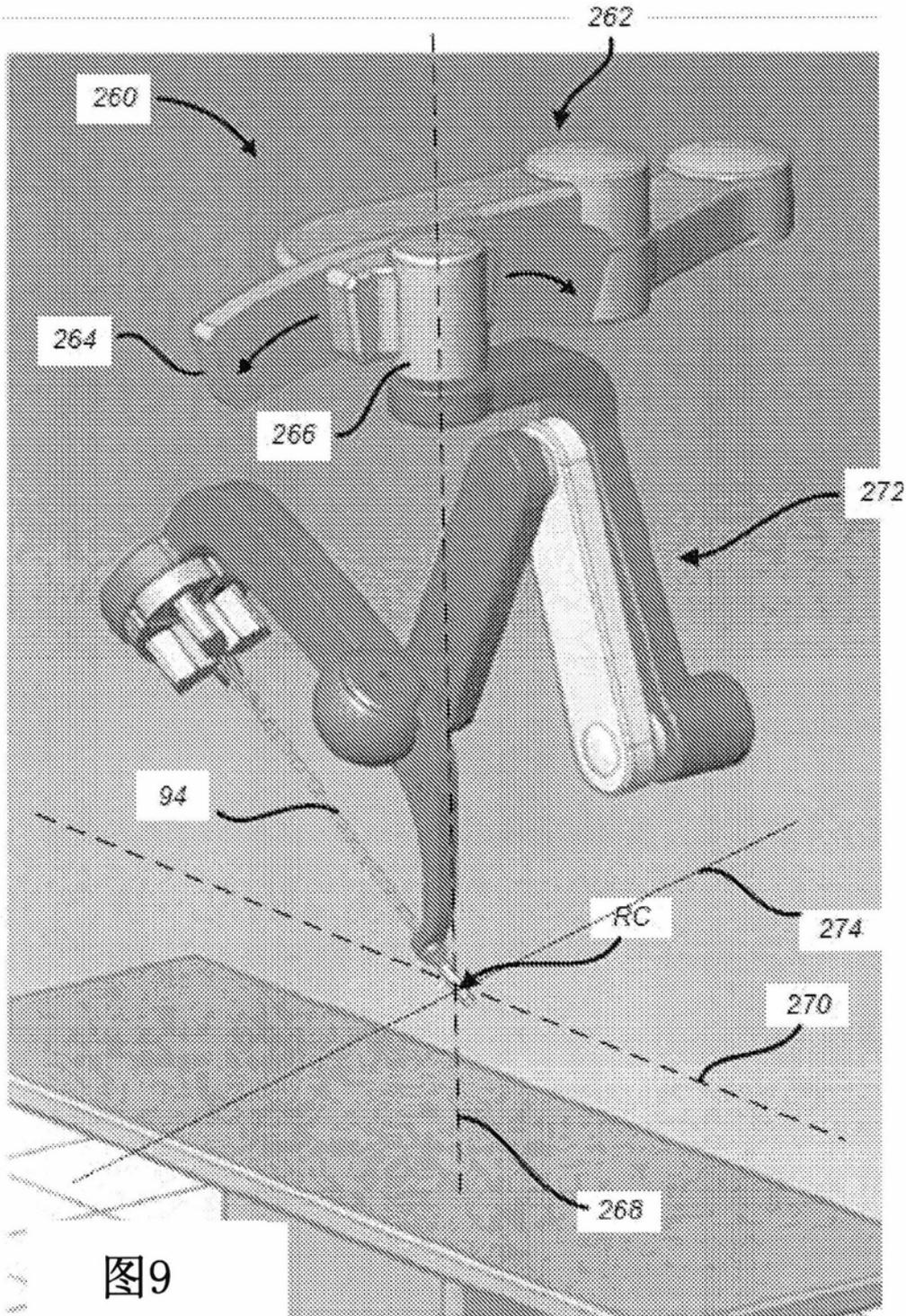


图9

图9

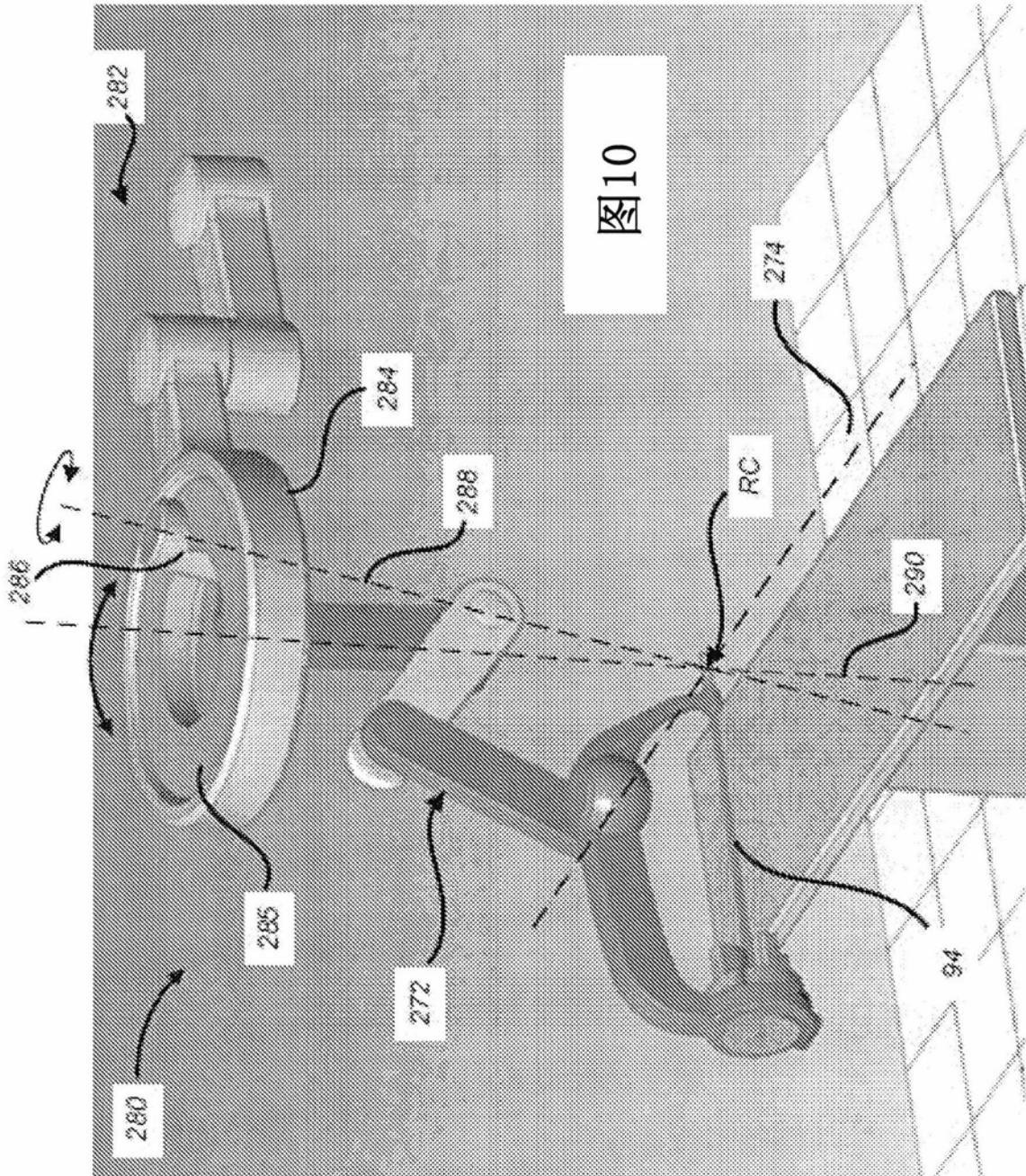


图10

图10

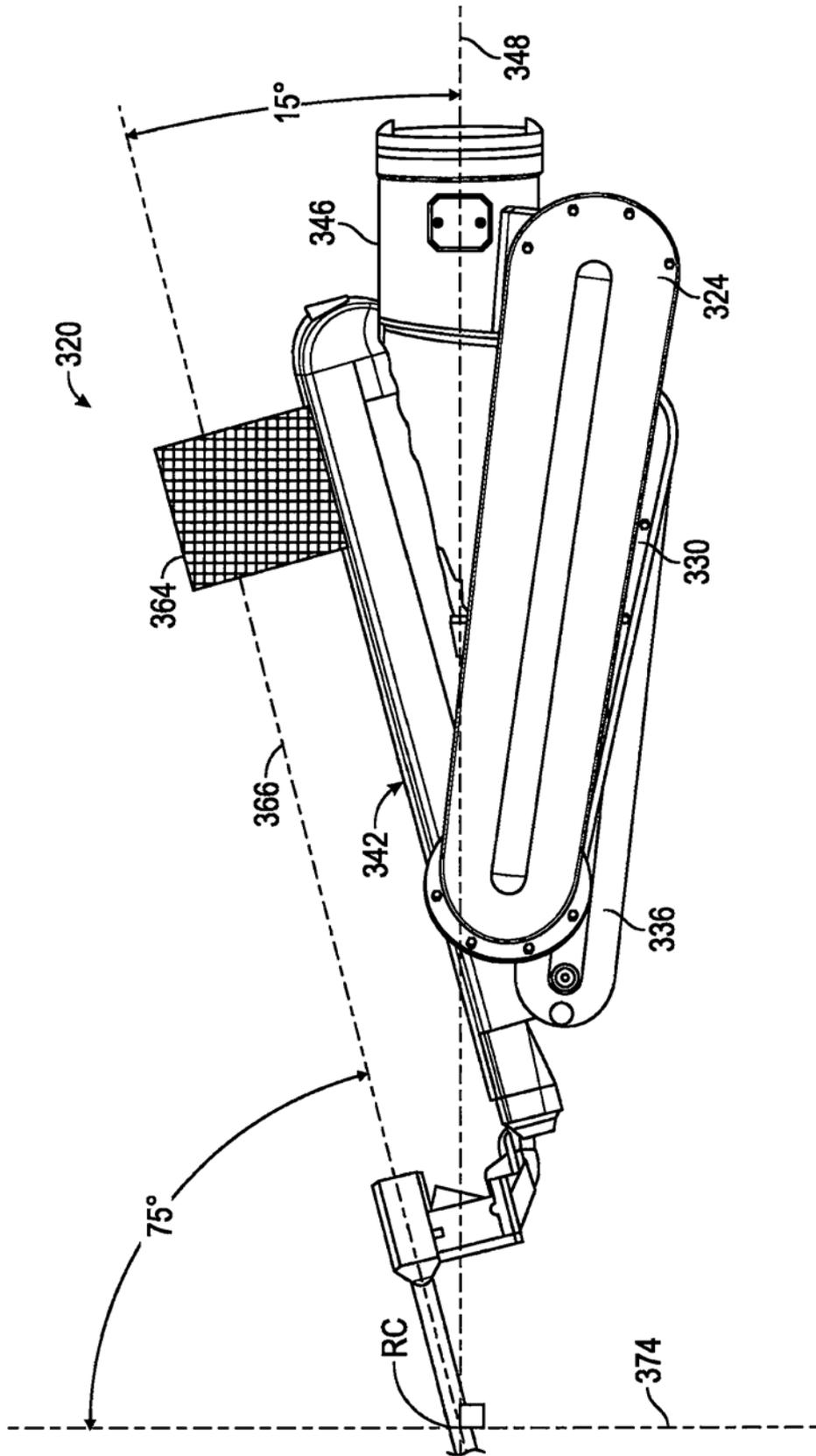


图11

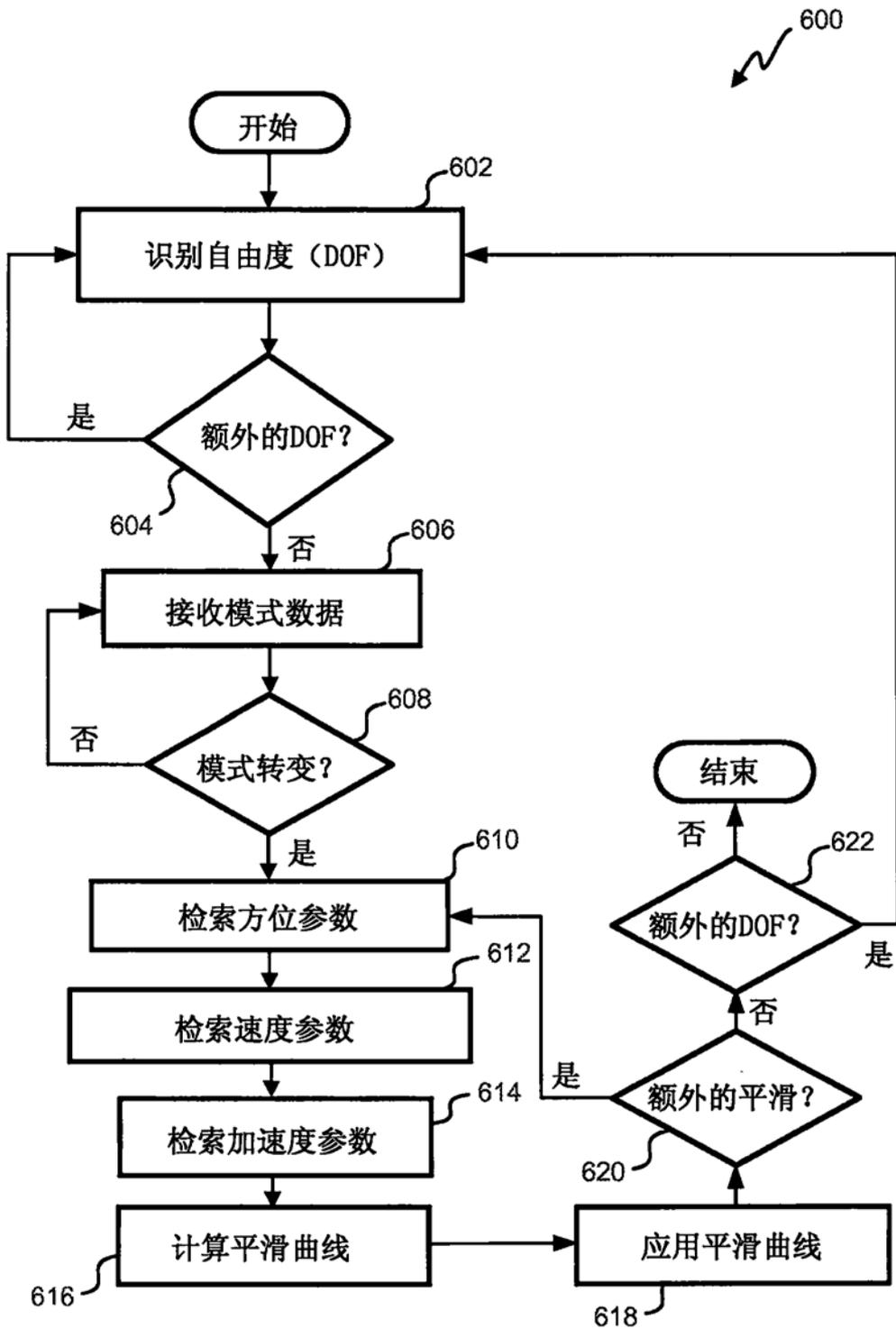


图12

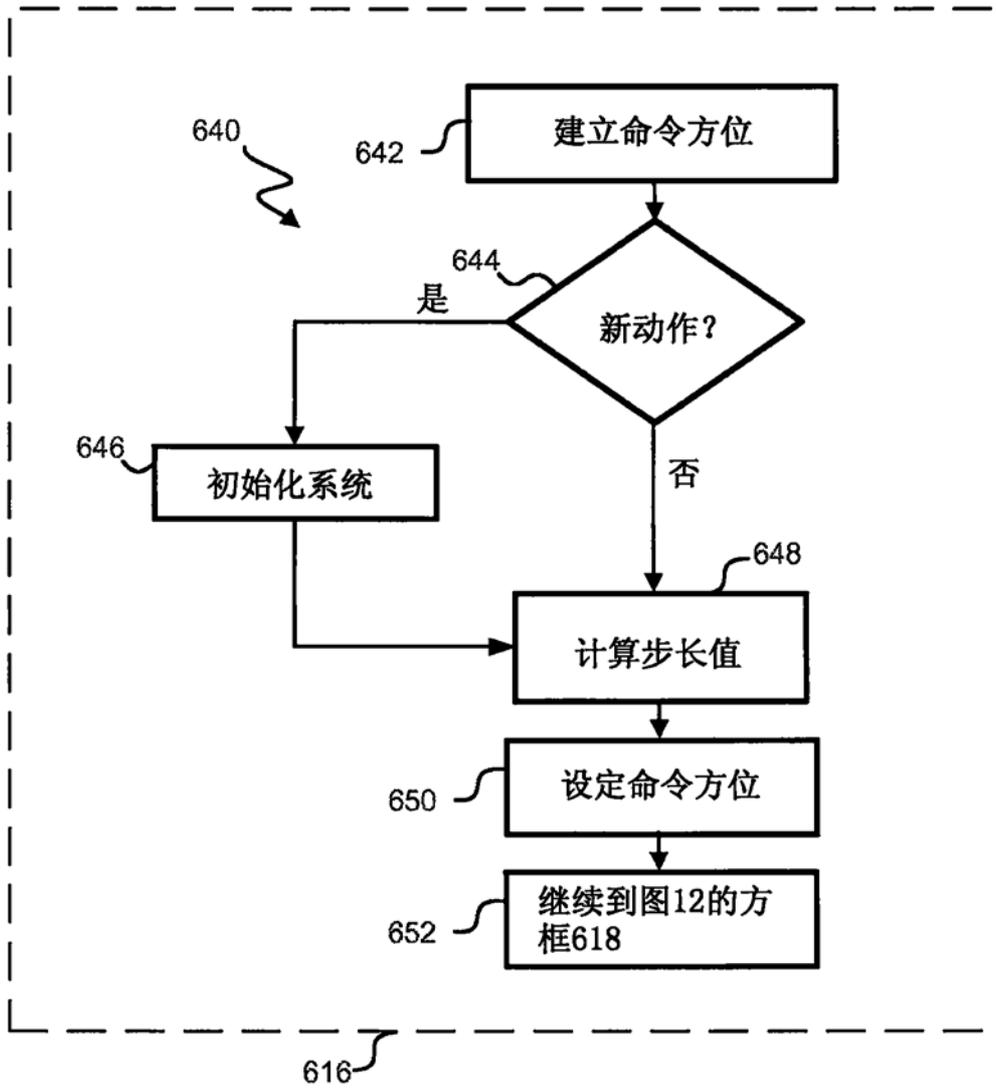


图13

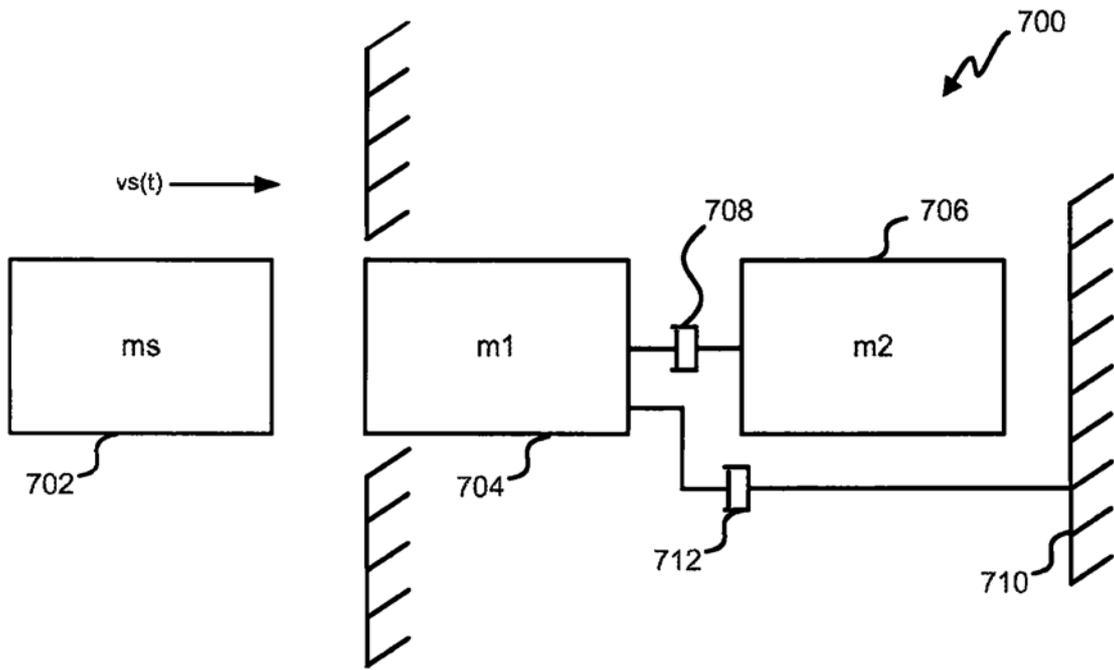


图14A

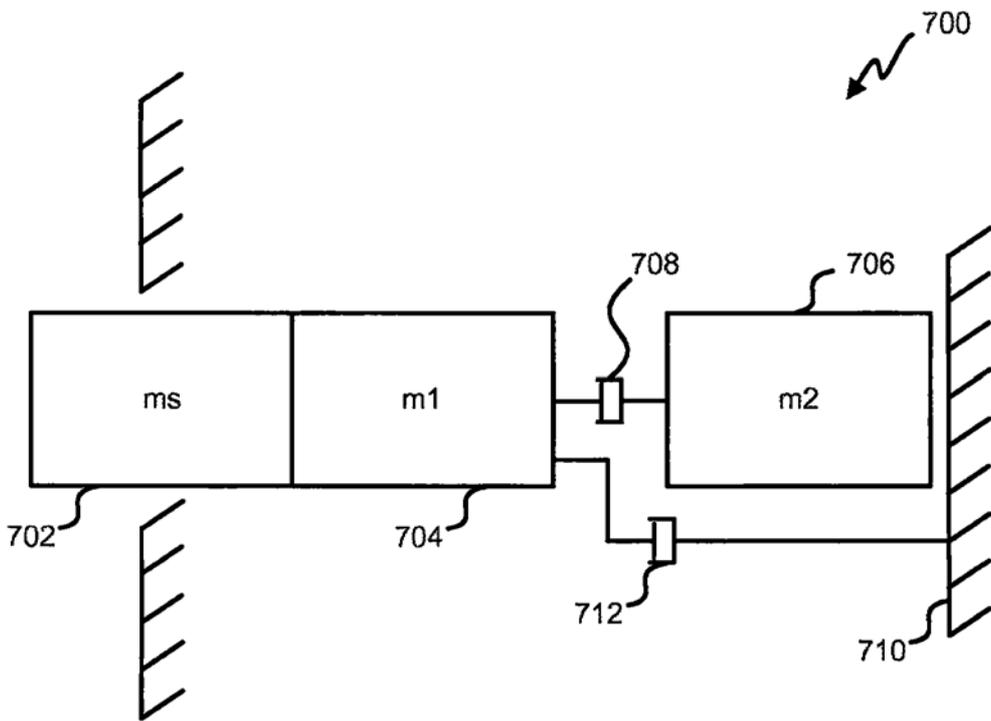


图14B

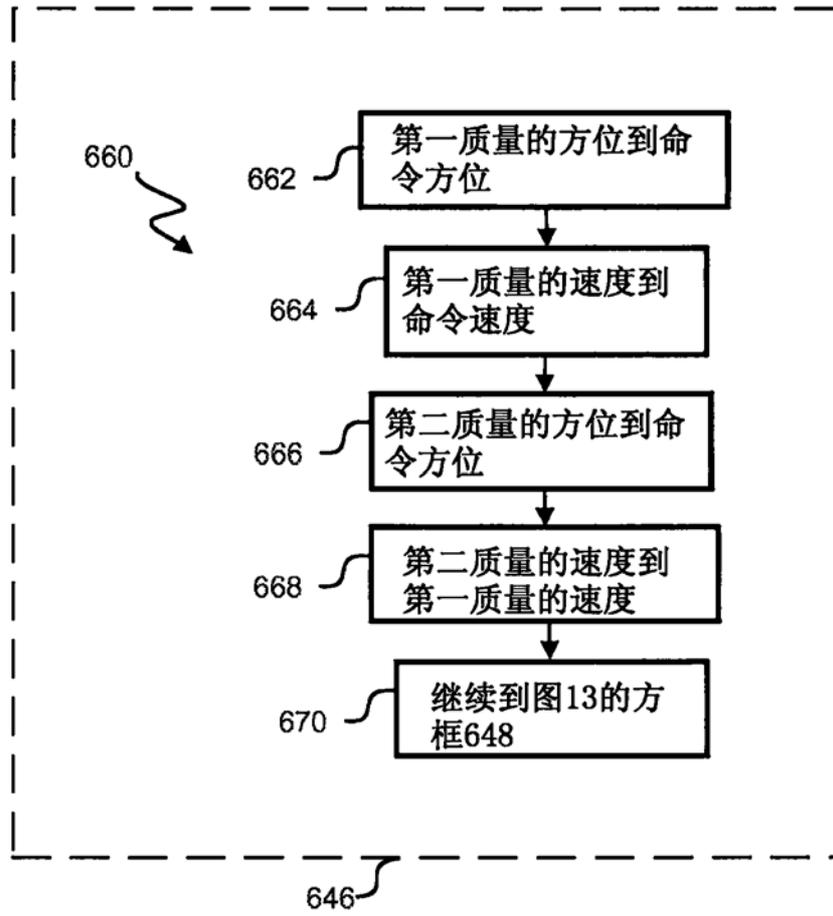


图15

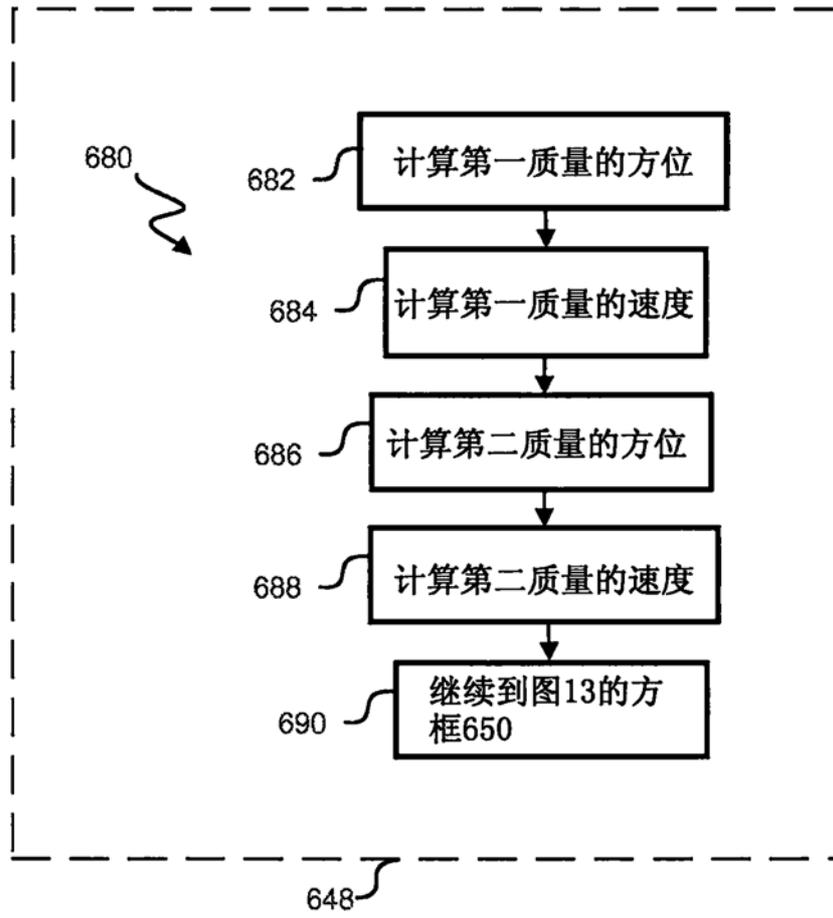
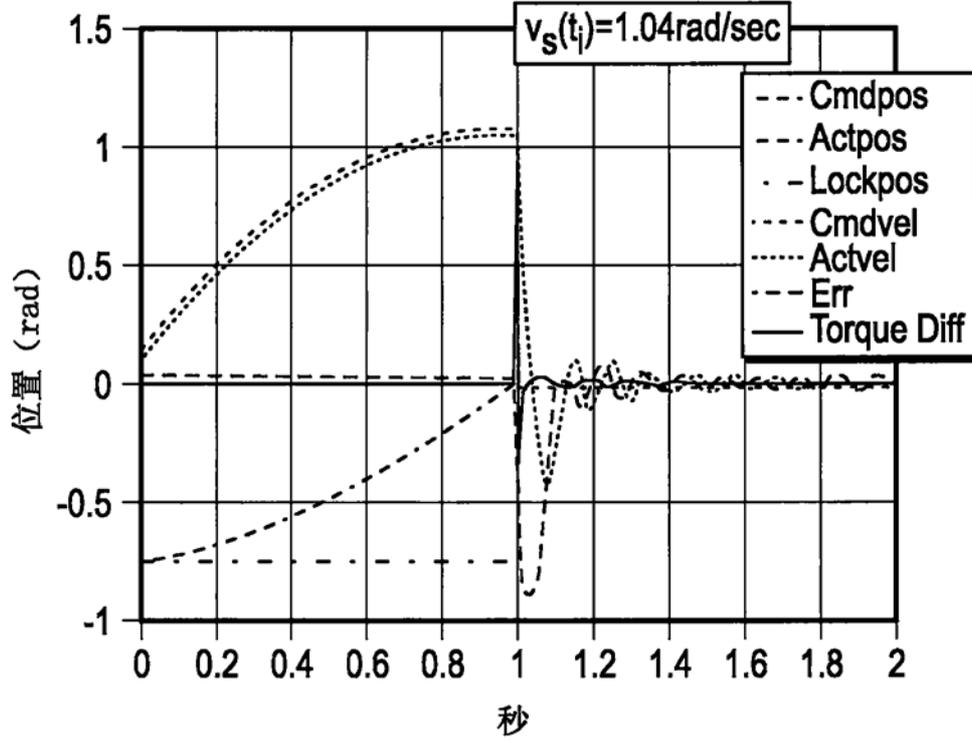


图16

俯仰DOF的升高与下降, 实例: 5 (Servo)



俯仰DOF的升高与下降, 实例: 5 (Polaris)

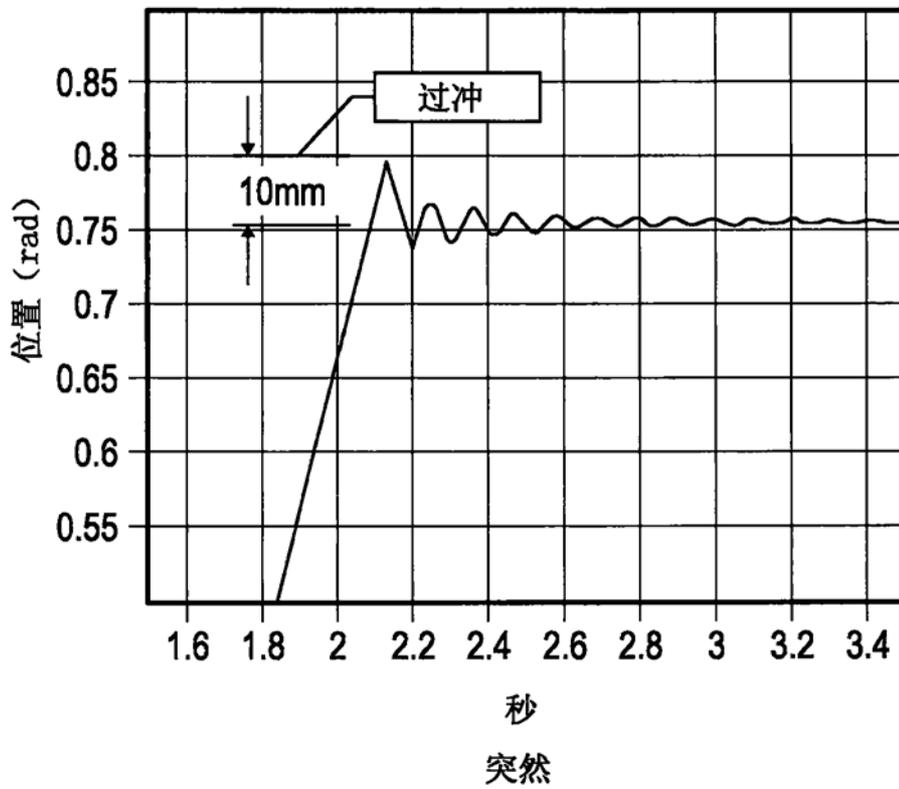
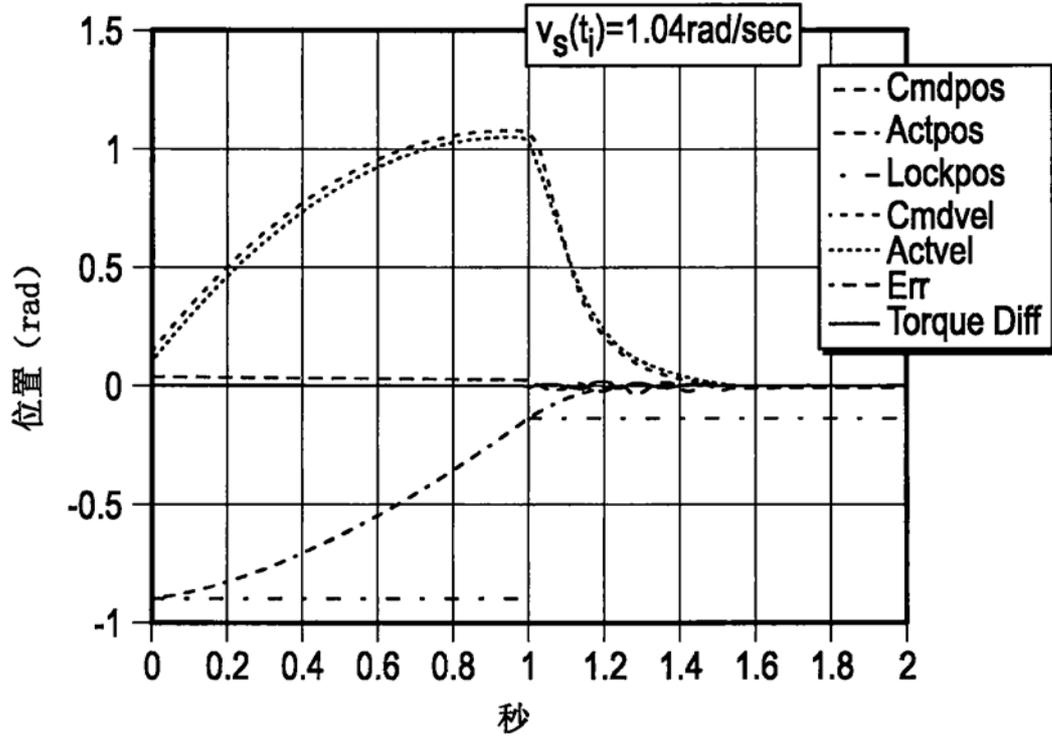


图17A

俯仰DOF的升高与下降, 实例: 15 (Servo)



俯仰DOF的升高与下降, 实例: 15 (Polaris)

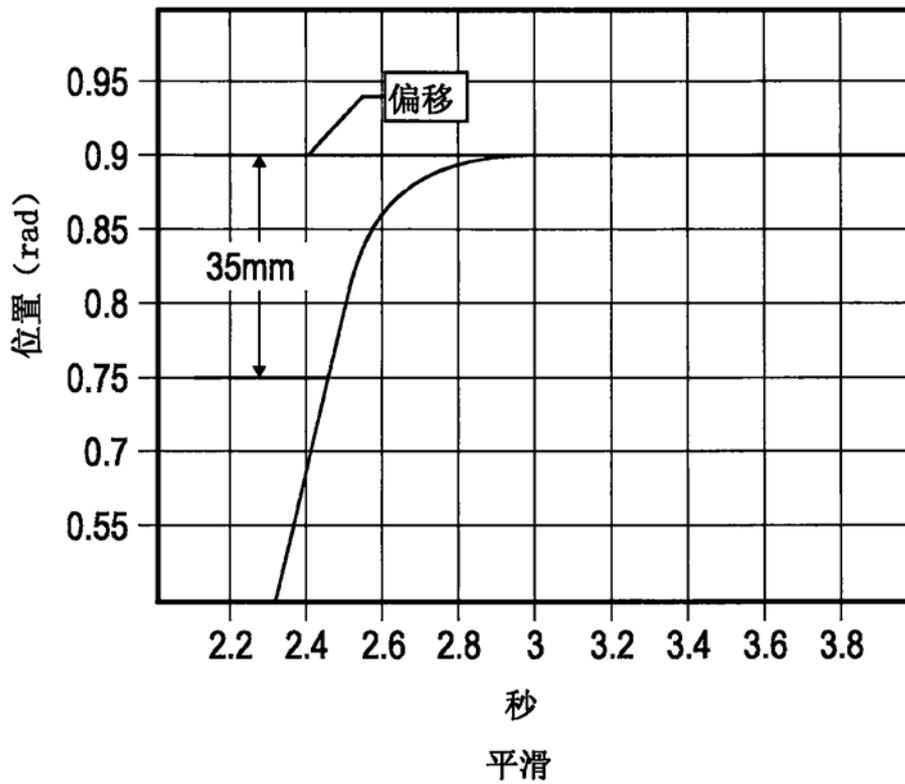


图17B