



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108882966 A

(43)申请公布日 2018.11.23

(21)申请号 201780021723.1

(22)申请日 2017.12.27

(30)优先权数据

15/392,868 2016.12.28 US

15/392,917 2016.12.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/068535 2017.12.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/125917 EN 2018.07.05

(71)申请人 奥瑞斯健康公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 大卫·P·努南 东·A·塔那卡

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 高岩 杨林森

(51)Int.Cl.

A61B 34/30(2006.01)

B25J 9/10(2006.01)

A61B 34/00(2006.01)

A61M 25/01(2006.01)

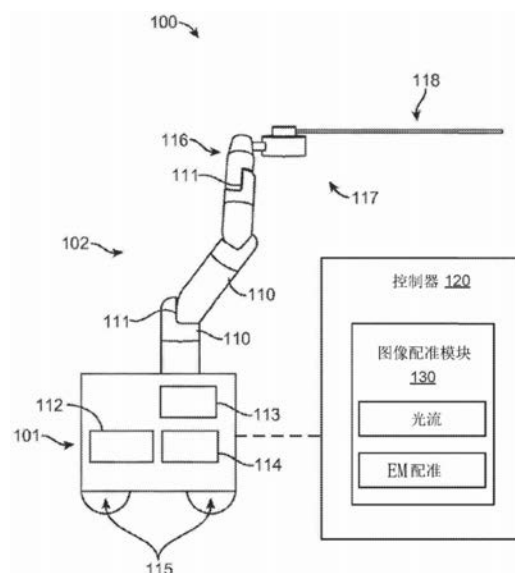
权利要求书7页 说明书20页 附图33页

(54)发明名称

用于柔性器械插入的装置

(57)摘要

描述了一种用于确定柔性器械是否已屈曲的机器人系统。该机器人系统包括包含细长体的医疗器械和控制器，在该细长体上具有传感器。控制器基于用于引导细长体的命令对从由传感器生成的传感器数据导出的测量状态与预期状态进行比较。响应于该比较大于或小于阈值，系统确定细长体已屈曲。还描述了一种用于确定插入力阈值以避免施加过大力度的机器人系统。控制器基于柔性器械的位置接收器械数据，访问患者数据，确定力阈值，接收由传感器检测到的力，将力与力阈值进行比较，以及当力超过阈值时，生成用于机器人系统的推荐信号。



1. 一种用于检测包括细长体的医疗器械的屈曲的方法,包括:
指示用于移动细长体的命令;
接收从放置在所述细长体的第一部分中的第一传感器生成的传感器数据,所述传感器数据包括关于所述细长体的第一部分的第一测量状态的信息;
将所述第一测量状态与预期要由所述命令引起的第一预期状态进行比较;
响应于所述第一测量状态相对于第一关联阈值偏离所述第一预期状态,确定所述细长体已屈曲。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述细长体包括导管和内窥镜中的至少一个。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述细长体包括引导件和护套,所述引导件被可伸缩地设置在所述护套内。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述细长体的第一部分包括以下中的至少一个:
第一区域,所述第一区域覆盖所述引导件的末端附近的体积;
第二区域,所述第二区域覆盖从所述护套的远端至所述第一区域的边缘的范围内的所述引导件的一部分;以及
第三区域,所述第三区域覆盖所述引导件从其延伸的所述护套的远端以及在所述护套的远端附近的所述护套的一部分。
5. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述细长体的第一部分包括以下中的至少一个:
第一区域,所述第一区域覆盖所述护套的端部附近的体积,其中,所述护套的端部是所述引导件从其延伸的位置;
第二区域,所述第二区域覆盖从所述护套的第一位置至所述第一区域的边缘的范围内的所述护套的第一部分;
第三区域,所述第三区域覆盖从所述护套的第二位置至所述第二区域的边缘的范围内的所述护套的第二部分,其中,所述第二位置比所述第一位置更远离所述第一区域。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一传感器被耦接至以下中的至少一个:
所述细长体的外表面的一部分;
所述细长体的壁的一部分;
所述细长体内的腔的内表面的一部分;
所述细长体内的导管的内表面的一部分;以及
所述细长体内的腔内的拉线的一部分。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:
位置传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示对所述细长体的位置变化的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态小于第一阈值,确定所述细长体已屈曲。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:
力传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示对由所述力传感器经受的力的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态大于第一阈值,确定所述细长体已屈曲。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:
图像传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示基于由所述图像传感

器捕获的至少一个图像对所述细长体的移动的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态小于第一阈值,确定所述细长体已屈曲。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:

形状传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示对所述细长体的弯曲的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态大于第一阈值,确定所述细长体已屈曲。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述形状传感器包括光纤形状感测传感器,或者其中,所述形状传感器包括多个位置传感器,其中,所述多个位置传感器生成能够由函数拟合的多个离散位置以估计形状。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述命令包括从被物理地耦接至所述细长体的机器人操纵器生成的命令数据,其中,所述命令数据被配置成控制所述机器人操纵器以使得所述细长体的第一部分朝向预期位置移动。

13. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括:

接收从放置在所述细长体的第二部分中的第二传感器生成的传感器数据,所述第二传感器数据包括关于所述细长体的第二部分的第二测量状态的信息;

将所述第二测量状态与预期要由所述命令引起的第二预期状态进行比较;以及

响应于所述第一测量状态相对于第一关联阈值偏离所述第一预期状态并且所述第二测量状态相对于第二关联阈值偏离所述第二预期状态,确定所述细长体已屈曲。

14. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

生成指示所述细长体已屈曲的针对用户的反馈,其中,生成针对所述用户的反馈包括以下中的至少一个:

确定对移动所述内窥镜的推荐的一个或更多个修改,

生成指示所述细长体已屈曲的消息,以及

生成指示所述细长体已屈曲的警告;以及

向所述用户提供所述反馈。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,所述推荐包括以下中的至少一个:

缩回所述细长体;

调整所述细长体的末端的移动;

调整由机器人操纵器提供的插入力;以及

停止所述细长体的移动。

16. 一种机器人系统,包括:

医疗器械,所述医疗器械包括细长体;

第一传感器,所述第一传感器被放置在所述细长体的第一部分中;以及

控制器,所述控制器被配置成:

指示用于移动所述细长体的命令;

接收从所述第一传感器生成的传感器数据,所述传感器数据包括关于所述细长体的第一部分的第一测量状态的信息;

将所述第一测量状态与预期要由所述命令引起的第一预期状态进行比较;以及

响应于所述第一测量状态相对于第一关联阈值偏离所述第一预期状态,确定所述细长

体已屈曲。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述细长体包括导管和内窥镜中的至少一个。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述细长体包括引导件和护套,所述引导件被可伸缩地设置在所述护套内。

19. 根据权利要求17所述的系统,其中,所述细长体的第一部分包括以下中的至少一个:

第一区域,所述第一区域覆盖所述引导件的末端附近的体积;

第二区域,所述第二区域覆盖从患者内的所述细长体的护套的远端至所述第一区域的边缘的范围内的所述引导件的一部分;以及

第三区域,所述第三区域覆盖所述引导件从其延伸的所述护套的远端以及在所述护套的远端附近的所述护套的一部分。

20. 根据权利要求17所述的系统,其中,所述细长体的第一部分包括以下中的至少一个:

第一区域,所述第一区域覆盖所述护套的端部附近的体积;

第二区域,所述第二区域覆盖从患者内的所述护套的第一位置至所述第一区域的边缘的范围内的所述护套的第一部分;以及

第三区域,所述第三区域覆盖从所述护套的第二位置至所述第二区域的边缘的范围内的所述护套的第二部分,其中,所述第二位置比所述第一位置更远离所述第一区域。

21. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第一传感器被耦接至以下中的至少一个:

所述细长体的外表面的一部分;

所述细长体的壁的一部分;

所述细长体内的腔的内表面的一部分;

所述细长体内的导管的内表面的一部分;以及

所述细长体的拉线的一部分。

22. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:

位置传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示对所述细长体的位置变化的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态小于第一阈值,确定所述细长体已屈曲。

23. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:

力传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示对由所述力传感器经受的力的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态大于第一阈值,确定所述细长体已屈曲。

24. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:

图像传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示基于由所述图像传感器捕获的至少一个图像对所述细长体的移动的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态小于第一阈值,确定所述细长体已屈曲。

25. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第一传感器包括以下中的至少一个:

形状传感器,其中,所述第一测量状态和所述第一预期状态表示对所述细长体的弯曲的确定,并且其中,响应于所述第一测量状态偏离所述第一预期状态大于第一阈值,确定所

述细长体已屈曲。

26. 根据权利要求22所述的系统,其中,所述形状传感器包括光纤形状感测传感器,或者其中,所述形状传感器包括多个位置传感器,其中,所述多个位置传感器生成能够由函数拟合的多个离散位置以估计形状。

27. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述命令包括从被耦接至器械的机器人操纵器生成的命令数据,其中,所述命令数据被配置成控制所述操纵器以使得所述细长体的部分朝向预期位置移动。

28. 根据权利要求16所述的系统,所述系统还包括:

第二传感器,所述第二传感器被放置在所述细长体的第二部分中;

所述控制器还被配置成:

接收从所述第二传感器生成的传感器数据,所述第二传感器数据包括关于所述细长体的第二部分的第二测量状态的信息;

将所述第二测量状态与预期要由所述命令引起的第二预期状态进行比较;以及

响应于所述第一测量状态相对于第一关联阈值偏离所述第一预期状态并且所述第二测量状态相对于第二关联阈值偏离所述第二预期状态,确定所述细长体已屈曲。

29. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述控制器还被配置成:

生成指示所述细长体已屈曲的针对用户的反馈,其中,生成针对所述用户的反馈包括以下中的至少一个:

确定对移动所述细长体的推荐的一个或更多个修改,

生成指示所述细长体已屈曲的消息,以及

生成指示所述细长体已屈曲的警告;以及

向所述用户提供所述反馈。

30. 根据权利要求29所述的系统,其中,所述推荐包括以下中的至少一个:

缩回所述细长体;

调整所述细长体的末端的移动;

调整由机器人操纵器提供的插入力;以及

停止所述细长体的移动。

31. 一种方法,包括:

从包括细长体的医疗器械接收器械数据,所述器械数据至少部分地基于所述细长体的当前位置;

访问与患者关联的患者数据,所述患者数据至少部分地基于与所述患者关联的医疗数据;

基于所述器械数据和所述患者数据中的至少一个来确定插入力阈值;

接收由力传感器检测到的插入力;

将所述插入力与所述插入力阈值进行比较;以及

响应于所述插入力超过所述插入力阈值,生成推荐信号。

32. 根据权利要求31所述的方法,其中,所述细长体包括引导件和护套以及所述细长体的部分,所述引导件被可伸缩地设置在所述护套内。

33. 根据权利要求31所述的方法,其中,所述细长体包括导管和内窥镜中的至少一个。

34. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述器械数据包括所述细长体与所述患者的内部解剖结构之间的摩擦力。

35. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述器械数据包括与所述细长体的移动相关联的参数, 所述参数包括以下中的至少一个:

所述细长体的当前位置;

所述细长体的目标位置;

所述细长体的插入长度; 以及

所述细长体的末端的运动。

36. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述器械数据包括与所述细长体的一部分相关联的力, 所述力包括以下中的至少一个:

所述末端与所述患者内的组织的一部分之间的接触相互作用力; 以及

所述末端上的力。

37. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述器械数据是从被耦接至位于所述患者内的所述细长体的一部分的第二传感器生成的, 所述第二传感器是不同于所述力传感器的传感器。

38. 根据权利要求37所述的方法, 其中, 所述第二传感器包括以下中的至少一个: 位置传感器、图像传感器和形状传感器。

39. 根据权利要求37所述的方法, 其中, 所述第二传感器在沿着所述细长体的位置处被耦接至所述细长体, 所述位置沿着以下中的一个定位:

第一区域, 所述第一区域覆盖所述引导件的末端附近的体积;

第二区域, 所述第二区域覆盖从所述患者内的细长体的护套的远端至所述第一区域的边缘的范围内的所述引导件的一部分; 或者

第三区域, 所述第三区域覆盖所述引导件从其延伸的所述护套的远端以及在所述护套的远端附近的所述护套的一部分。

40. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 确定所述插入力阈值是基于与所述器械数据和所述患者数据相关联的函数的。

41. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 确定所述插入力阈值是基于与所述器械数据和所述患者数据相关联的查找数据的。

42. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 确定所述插入力阈值是基于对度量进行优化的。

43. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 确定所述插入力阈值是基于利用所述器械数据和所述患者数据的机器学习算法的。

44. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述插入力阈值被预先确定并且被标记到术前模型的不同部分, 作为机器人术前规划阶段的一部分。

45. 根据权利要求31所述的方法, 还包括将所述推荐信号发送至机器人系统,

其中, 发送所述推荐信号包括以下中的至少一个:

当所述插入力在预定义范围内接近所述插入力阈值时, 向所述机器人系统发送推荐信号;

向用户发送视觉反馈;

向所述用户发送音频反馈;以及

确定对用于移动所述细长体的命令的一个或更多个修改。

46. 根据权利要求45所述的方法, 其中, 向所述用户发送所述视觉反馈还包括: 当所述插入力在预定义范围内接近所述插入力阈值时, 将所述视觉反馈发送给所述用户, 并且其中, 向所述用户发送所述音频反馈还包括: 当所述插入力在预定义范围内接近所述插入力阈值时, 将所述音频反馈发送给所述用户。

47. 一种机器人系统, 包括:

医疗器械, 所述医疗器械包括细长体;

机械臂, 所述机械臂被耦接至所述器械; 以及

控制器, 所述控制器被配置成:

至少部分基于所述细长体的当前位置来接收器械数据,

访问与患者相关联的患者数据, 所述患者数据至少部分地基于与所述患者相关联的医疗数据,

基于所述器械数据和所述患者数据确定插入力阈值,

接收由被耦接至所述机械臂的力传感器检测到的插入力, 所述插入力由所述臂施加至所述器械,

将所述插入力与插入力阈值进行比较; 以及

响应于所述插入力超过所述插入力阈值, 生成用于所述机器人系统的推荐信号。

48. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 所述器械数据包括所述细长体与所述患者的内部解剖结构之间的摩擦力。

49. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 所述器械数据包括与所述器械的移动相关联的参数, 所述参数包括以下中的至少一个:

所述细长体的当前位置;

所述细长体的目标位置;

末端的运动。

50. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 所述器械数据包括与所述细长体的一部分相关联的力, 所述力包括以下中的至少一个:

末端与患者内的组织的一部分之间的接触相互作用力;

所述末端上的力。

51. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 所述器械数据是从被耦接至位于所述患者内的所述细长体的一部分的第二传感器生成的, 所述第二传感器是不同于力传感器的传感器。

52. 根据权利要求51所述的系统, 其中, 所述第二传感器包括以下中的至少一个: 位置传感器、图像传感器和形状传感器。

53. 根据权利要求51所述的系统, 其中, 所述第二传感器在沿着所述细长体的位置处被耦接至所述细长体, 所述位置沿着以下中的一个定位:

第一区域, 所述第一区域覆盖所述引导件的末端附近的体积;

第二区域, 所述第二区域覆盖从所述患者内的所述细长体的护套的远端至所述第一区域的边缘的范围内的所述引导件的一部分; 或

第三区域, 所述第三区域覆盖所述引导件从其延伸的所述护套的远端以及在所述护套

的远端附近的所述护套的一部分。

54. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 确定所述插入力阈值是基于与所述器械数据和所述患者数据相关联的函数的。

55. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 确定所述插入力阈值是基于与所述器械数据和所述患者数据相关联的查找数据的。

56. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 确定所述插入力阈值是基于对度量进行优化的。

57. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 确定所述插入力阈值是基于利用所述器械数据和所述患者数据的机器学习算法的。

58. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 所述插入力阈值被预先确定并且被标记到术前模型的不同部分, 作为机器人术前规划阶段的一部分。

59. 根据权利要求47所述的系统, 其中, 所述控制器还被配置成将所述推荐信号发送至所述机器人系统, 发送所述推荐信号包括以下中的至少一个:

当所述插入力在预定义范围内接近所述插入力阈值时, 向所述机器人系统发送所述推荐信号;

向用户发送视觉反馈;

向所述用户发送音频反馈; 以及

确定对用于移动所述细长体的命令的一个或更多个修改。

60. 根据权利要求59所述的系统, 其中, 向用户发送所述视觉反馈还包括: 当所述插入力在预定义范围内接近所述插入力阈值时将所述视觉反馈发送给所述用户, 以及其中, 向用户发送所述音频反馈还包括: 当所述插入力在预定义范围内接近所述插入力阈值时将所述音频反馈发送给所述用户。

用于柔性器械插入的装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年12月28日提交的题为“DETECTING ENDOLUMENAL BUCKLING OF FLEXIBLE INSTRUMENTS”的美国专利申请第15/392,917号和于2016年12月28日提交的题为“FLEXIBLE INSTRUMENT INSERTION USING AN ADAPTIVE INSERTION FORCE THRESHOLD”的美国专利申请第15/392,868号的优先权,所述两件申请中的每一个通过引用整体并入本文中,用于所有目的。

背景技术

技术领域

[0003] 该描述一般涉及手术机器人,并且特别地涉及控制将手术器械插入到患者的解剖腔中。

[0004] 相关技术的描述

[0005] 机器人技术具有广泛的应用。特别是,机械臂有助于完成人类会正常地执行的任务。例如,工厂使用机械臂来制造汽车和消费电子产品。此外,科学机构使用机械臂来自动化实验室过程,例如运输微型板。最近,医师和/或外科医生已开始使用机械臂来帮助执行外科手术。例如,医师和/或外科医生使用机械臂来控制诸如内窥镜的手术器械。

[0006] 内窥镜能够以微创方式执行外科手术。可以将内窥镜引向患者的目标位置,例如肺或血管。机械臂施加力以将内窥镜插入到患者的开放接入点(例如,嘴、肛门、尿道)中,至患者腔内的目标位置。随着内窥镜更深地插入到患者解剖结构中,内窥镜可能擦过、摩擦和推动内部解剖结构,该内部解剖结构可能是脆弱的并且如果被施加过多的插入力则会被撕裂。此外,在内窥镜移动到目标位置期间,内窥镜通常可以响应于内窥镜中的松弛或插入保持以及来自与患者解剖结构接触的附带力而屈曲。当内窥镜屈曲时,医师和/或外科医生继续推动镜,并且将插入力增大到超过正常水平以推进内窥镜。这产生了内窥镜的屈曲部分存储不期望的势能的危险,该能量可以潜在地以不可控制的方式在患者腔/腔室内展开或损坏内窥镜。

发明内容

[0007] 本公开内容描述了一种具有一个或多个传感器的柔性器械,所述一个或多个传感器被放置在柔性器械的细长体的一个或多个部分上以检测屈曲。一个或多个传感器可以是相同或不同的类型。当命令指向细长体时,将从一个或多个传感器捕获的传感器数据与预期要响应于命令而接收的数据进行比较,以确定是否已发生屈曲。

[0008] 本公开内容描述了确定插入力阈值,以调节器械在患者腔内的插入力,从而防止器械屈曲或对患者的可能伤害。当器械移动到手术部位时,可以基于从器械捕获的实时数据和与患者相关联的数据动态地确定插入力阈值。附加地或备选地,插入力阈值可以被至少部分地预先确定并且被标记到术前模型的不同部分。

[0009] 其他方面包括方法、部件、装置、系统、改进、方法、过程、应用、计算机可读介质以及上述中任何一个相关的其他技术。

附图说明

[0010] 图1A示出了根据一个实施方式的手术机器人系统。

[0011] 图1B至图1F示出了根据一个实施方式的耦接至图1A所示的手术机器人系统的机器人平台的各种透视图。

[0012] 图2示出了根据一个实施方式的用于手术机器人系统的命令控制台。

[0013] 图3A示出了根据一个实施方式的内窥镜的多个运动程度。

[0014] 图3B是根据一个实施方式的内窥镜的俯视图。

[0015] 图3C是根据一个实施方式的内窥镜的引导件的横截面等距视图。

[0016] 图4A是根据一个实施方式的手术机器人系统的器械设备操纵器的等距视图。

[0017] 图4B是根据一个实施方式的图4A所示的器械设备操纵器的分解等距视图。

[0018] 图4C是根据一个实施方式的图4A所示的器械设备操纵器的独立驱动机构的等距视图。

[0019] 图4D示出了示出根据一个实施方式如何通过图4C所示的独立驱动机构的应变仪测量力的概念图。

[0020] 图5A是根据一个实施方式的用于从记录的图像的序列确定内窥镜的移动的处理的流程图。

[0021] 图5B是根据一个实施方式的电磁跟踪系统的图。

[0022] 图6A示出了根据一个实施方式的在解剖腔内的内窥镜的远端。

[0023] 图6B示出了根据一个实施方式的在手术部位处使用的图6A所示的内窥镜。

[0024] 图6C示出了根据一个实施方式的具有抽吸针的图6B所示的内窥镜。

[0025] 图7A和图7B示出了根据一个实施方式的当将内窥镜插入到患者的肺部中通向手术部位时发生的内腔屈曲的示例。

[0026] 图8A和图8B示出了根据一个实施方式的用于放置传感器的传感器区域的示例。

[0027] 图9A至图9L示出了根据一个实施方式的基于测量的状态与预期状态之间的比较的内腔屈曲检测的示例。

[0028] 图10是根据一个实施方式的用于基于测量的状态与预期状态之间的比较来检测内腔屈曲的处理的流程图。

[0029] 图11A至图11H示出了根据一个实施方式的基于命令之前和之后(或期间)的内腔屈曲检测的示例。

[0030] 图12是根据一个实施方式的用于基于由传感器数据指示的状态变化来检测内腔屈曲的处理的流程图。

[0031] 图13A至图13F是根据一个实施方式的检测患者外部的内窥镜的屈曲的示例。

[0032] 图14是根据一个实施方式的用于基于使用发射器-接收器对检测患者外部的屈曲的处理的流程图。

[0033] 图15示出了根据一个实施方式的检测患者外部的内窥镜的屈曲的另一示例。

[0034] 图16A至图16C示出了根据实施方式的在不同患者的内窥镜的不同定位处使用的

适应性插入力阈值的示例。

[0035] 图17是根据一个实施方式的用于使用适应性插入力阈值插入内窥镜的处理的流程图。

[0036] 附图仅出于说明的目的描绘了本发明的实施方式。本领域的技术人员将容易地从下列叙述中认识到,可以在不脱离本文中描述的本发明的原理的情况下使用本文中示出的结构和方法的替选实施方式。

具体实施方式

[0037] I. 机器人柔性器械系统基础

[0038] 本文中所公开的方法和装置非常适合与如下专利申请中所述的一个或多个内窥镜部件或步骤一起使用:于2014年10月24日提交的以美国专利公开号US 2015/0119637公布的标题为“SYSTEM FOR ROBOTIC-ASSISTED ENDOLUMENAL SURGERY AND RELATED METHODS”的美国专利申请第14/523,760号,其全部公开内容通过引用并入本文中。上述申请描述了适用于根据本文中公开的实施方式组合的系统部件、内腔系统、虚拟轨道配置、机构变换器接口、器械设备操纵器(IDM)、内窥镜工具设计、控制台、内窥镜、器械设备操纵器、内腔导航和内腔手术。上述申请中描述的原理也适用于导管设计。通常,尽管本说明书的以下部分描述了内窥镜实施方式,但是这仅是一个示例,并且随后的描述也可以与导管或者更一般地与包括细长体的任何柔性器械一起实现和/或使用。

[0039] I.A 手术机器人系统

[0040] 图1A示出了根据一个实施方式的手术机器人系统100。手术机器人系统100包括被耦接至一个或多个机械臂例如机械臂102的基座101。基座101通信上耦接至命令控制台,这将在部分I.B命令控制台中参照图2进一步描述。基座101可以被定位成使得机械臂102可以进入以对患者执行外科手术,同时诸如医师的用户可以从命令控制台的舒适区控制手术机器人系统100。在一些实施方式中,基座101可以被耦接至用于支撑患者的外科手术台或床。尽管为了清楚起见未在图1中示出,但是基座101可以包括诸如控制电子设备、气动设备、电源、光源等的子系统。机械臂102包括在接合部111处耦接的多个臂段110,其为机械臂102提供多个自由度,例如,与七个臂段对应的七个自由度。基座101可以包含动力源112、气动压力113以及控制和传感器电子设备114——包括诸如中央处理单元、数据总线、控制电路和存储器的部件——以及诸如用于移动机械臂102的马达的相关致动器。基座101中的电子设备114还可以处理和发送从命令控制台传送的控制信号。

[0041] 在一些实施方式中,基座101包括用于运输手术机器人系统100的轮115。手术机器人系统100的移动性有助于适应外科手术室中的空间限制以及便于手术设备的适当定位和移动。此外,移动性允许机械臂102被配置成使得机械臂102不会干扰患者、医师、麻醉师或任何其他设备。在手术期间,用户可以使用诸如命令控制台的控制设备来控制机械臂102。

[0042] 在一些实施方式中,机械臂102包括设置接合部,该接合部使用制动器和平衡件的组合来维持机械臂102的位置。平衡件可以包括气弹簧或螺旋弹簧。制动器,例如,故障安全制动器,可以包括机械和/或电气部件。此外,机械臂102可以是重力辅助的被动支撑型机械臂。

[0043] 每个机械臂102可以使用机构变换器接口(MCI) 116耦接至器械设备操纵器(IDM)

117。IDM 117可以被移除并且用不同类型的IDM替换,例如,第一类型的IDM操纵内窥镜,而第二类型的IDM操纵腹腔镜。MCI 116包括用于将气动压力、电功率、电信号和光信号从机械臂102传送到IDM 117的连接器。MCI 116可以是固定螺钉或基板连接器。IDM 117使用包括直接驱动、谐波驱动、齿轮驱动、带和带轮、磁驱动等的技术来操纵诸如内窥镜118的手术器械。MCI 116是基于IDM 117的类型可互换的并且可以针对特定类型的外科手术进行定制。机械臂102可以包括接合部水平扭矩感测和远端处的腕部,例如KUKAAG (注册商标) LBR5机械臂。

[0044] 内窥镜118是管状且柔性的手术器械,该器械被插入到患者的解剖结构中以捕获解剖结构(例如,身体组织)的图像。特别地,内窥镜118包括捕获图像的一个或更多个成像装置(例如,摄像装置或传感器)。成像装置可以包括一个或更多个光学部件,例如光纤、光纤阵列或透镜。光学部件与内窥镜118的末端一起移动使得内窥镜118的末端的移动导致由成像装置捕获的图像的变化。在部分I.C.内窥镜中参照图3A至图3C进一步描述内窥镜118。

[0045] 手术机器人系统100的机械臂102使用细长移动构件操纵内窥镜118。细长移动构件可包括拉线(也称为拉推线)、线缆、纤维或柔性轴。例如,机械臂102致动被耦接至内窥镜118的多个拉线,以使内窥镜118的末端偏转。拉线可以包括金属材料和非金属材料两者,例如不锈钢、凯夫拉尔纤维、钨、碳纤维等。内窥镜118可以响应于由细长移动构件施加的力而表现出非线性行为。非线性行为可以基于内窥镜118的刚度和可压缩性以及不同细长运动构件之间松弛或刚度的可变性。

[0046] 手术机器人系统100包括控制器120,例如计算机处理器。控制器120包括图像配准模块130和存储器135。手术机器人系统100使用图像配准模块130来确定内窥镜的移动,这将在部分I.C.2.光流和I.C.3.EM配准中进一步描述。在一些实施方式中,控制器120的一些或全部功能在手术机器人系统100的外部例如,在通信上耦接至手术机器人系统100的另一计算机系统或服务器上执行。

[0047] 图1B至图1F示出了根据各种实施方式的被耦接至机器人平台150(或手术床)的手术机器人系统100的各种透视图。具体地,图1B示出了手术机器人系统100的侧视图,其中机械臂102操纵内窥镜118以将内窥镜插入患者身体内,并且患者躺在机器人平台150上。图1C示出了手术机器人系统100和机器人平台150的俯视图,并且由机械臂操纵的内窥镜118被插入患者身体内。图1D示出了手术机器人系统100和机器人平台150的透视图,并且内窥镜118被控制成与机器人平台水平平行地定位。图1E示出了手术机器人系统100和机器人平台150的另一透视图,并且内窥镜118被控制成相对垂直于机器人平台定位。更详细地,在图1E中,机器人平台150的水平表面与内窥镜118之间的角度是75度。图1F示出了图1E所示的手术机器人系统100和机器人平台150的透视图,并且更详细地,示出了内窥镜118与虚拟线160之间的角度是90度,虚拟线160连接内窥镜的一端部180与相对更远离机器人平台定位的机械臂102。

[0048] I.B命令控制台

[0049] 图2示出了根据一个实施方式的用于手术机器人系统100的命令控制台200。命令控制台200包括控制台基座201、显示模块202例如监视器,以及控制模块,例如键盘203和操纵杆204。在一些实施方式中,命令模块200功能中的一个或更多个可以被集成到手术机器人系统100的基座101中或被集成到通信上耦接至手术机器人系统100的另一系统中。用户

205例如医师使用命令控制台200从人机工程学位置远程地控制手术机器人系统100。

[0050] 控制台基座201可以包括中央处理单元、存储器单元、数据总线 and 关联的数据通信端口,该关联的数据通信端口负责解释并且处理例如来自图1所示的内窥镜118的诸如摄像装置图像和跟踪传感器数据的信号。在一些实施方式中,控制台基座201和基座101两者都执行用于负载平衡的信号处理。控制台基座201还可以通过控制模块203和204处理由用户205提供的命令和指令。除了图2所示的键盘203和操纵杆204之外,控制模块还可以包括捕捉手部手势和手指手势的其他设备,例如,计算机鼠标、触控板、轨迹球、控制板、视频游戏控制器和传感器(例如,运动传感器或摄像装置)。

[0051] 用户205可以在速度模式或位置控制模式下使用命令控制台200控制诸如内窥镜118的手术器械。在速度模式下,用户205基于使用控制模块的直接手动控制来直接控制内窥镜118的远端的俯仰和偏转运动。例如,操纵杆204的移动可以被映射到内窥镜118的远端的偏转和俯仰运动。操纵杆204可以向用户205提供触觉反馈。例如,操纵杆204振动以指示内窥镜118不能在某个方向上进一步平移或旋转。命令控制台200还可以提供视觉反馈(例如,弹出消息)和/或音频反馈(例如,蜂鸣声)以指示内窥镜118已达到最大平移或旋转。

[0052] 在位置控制模式下,命令控制台200使用患者的三维(3D)图和患者的预定计算机模型来控制手术器械,例如内窥镜118。命令控制台200向手术机器人系统100的机械臂102提供控制信号,以将内窥镜118操纵到目标位置。由于依赖于3D图,位置控制模式需要对患者的解剖结构的准确映射。

[0053] 在一些实施方式中,用户205可以在不使用命令控制台200的情况下手动操纵手术机器人系统100的机械臂102。在外科手术室中设置期间,用户205可以移动机械臂102、内窥镜118和其他手术设备以接近患者。手术机器人系统100可以依赖来自用户205的力反馈和惯性控制,以确定机械臂102和设备的适当配置。

[0054] 显示模块202可以包括电子监视器、虚拟现实观察设备,例如显示设备的护目镜或眼镜和/或其他装置。在一些实施方式中,显示模块202与控制模块集成在一起,例如,作为具有触摸屏的平板设备。此外,用户205可以使用集成的显示模块202和控制模块来查看数据和向手术机器人系统100输入命令两者。

[0055] 显示模块202可以使用立体设备例如护眼罩或护目镜显示3D图像。3D图像提供“内视图”(即,内窥镜视图),其是示出患者的解剖结构的计算机3D模型。“内视图”提供患者内部的虚拟环境和患者内部的内窥镜118的预期位置。用户205将“内视图”模型与由摄像装置捕获的实际图像进行比较,以帮助在心理上定向并且确认内窥镜118处于患者内部的正确——或近似正确——位置。“内视图”提供关于内窥镜118的远端周围的解剖结构的信息例如患者的肠或结肠的形状。显示模块202可以同时显示内窥镜118的远端周围的解剖结构的3D模型和计算机断层(CT)扫描。此外,显示模块202可以在3D模型和CT扫描上叠置内窥镜118的预定最佳导航路径。

[0056] 在一些实施方式中,内窥镜118的模型与3D模型一起显示以帮助指示外科手术的状态。例如,CT扫描识别可以需要活组织检查的解剖结构中的病变。在手术期间,显示模块202可以示出与内窥镜118的当前定位对应的由内窥镜118捕获的参考图像。显示模块202可以根据用户设置和特定外科手术自动显示内窥镜118的模型的不同视图。例如,在当内窥镜118接近患者的手术区域时的导航步骤期间,显示模块202示出内窥镜118的顶部荧光视图。

[0057] I.C.内窥镜

[0058] 图3A示出了根据一个实施方式的内窥镜118的多个运动程度。内窥镜118是图1所示的内窥镜118的实施方式。如图3A所示,内窥镜118的末端301定向为相对于纵轴306(也称为滚动轴306)具有零偏转。为了在末端301的不同取向处捕获图像,手术机器人系统100使末端301在正偏转轴302、负偏转轴303、正俯仰轴304、负俯仰轴305或滚动轴306上偏转。内窥镜118的末端301或主体310可以在纵轴306、x轴308或y轴309上伸长或平移。

[0059] 内窥镜118包括用于校准内窥镜118的位置的参考结构307。例如,手术机器人系统100测量内窥镜118相对于参考结构307的偏转。参考结构307位于内窥镜118的近端并且可以包括键、槽或凸缘。参考结构307耦接至用于计算移动的第一驱动机构并且耦接至第二驱动机构(例如, IDM 117),以执行外科手术。

[0060] 图3B是根据一个实施方式的内窥镜118的俯视图。内窥镜118包括引导件315管状部件,该管状部件嵌套或部分地嵌套在护套311管状部件内部并且与护套311管状部件纵向对准,使得引导件伸出护套。护套311包括近端护套部312和远端护套部313。引导件315具有比护套311小的外直径,并且包括近端引导部316和远端引导部317。护套基座314和引导件基座318例如基于来自手术机器人系统100的使用者的控制信号分别致动远端护套部313和远端引导部317。护套基座314和引导件基座318是例如图1所示的IDM 117的一部分。

[0061] 护套基座314和引导件基座318都包括驱动机构(例如,部分II.C.4.器械设备操纵器中参考图4A至图4D进一步描述的独立驱动机构),以控制耦接至护套311和引导件315的拉线。例如,护套基座314在耦接至护套311的拉线上生成拉伸载荷,以使远端护套部313偏转。类似地,引导件基座318在耦接至引导件315的拉线上生成拉伸载荷,以使远端引导部317偏转。护套基座314和引导件基座318两者还可以包括用于将气动压力、电功率、电信号或光信号分别从IDM路由至护套311和引导件314的联接件。拉线可以包括沿着护套311或引导件315内的拉线的长度的钢盘管,其分别将轴向压缩传递回负载的原点,例如护套基座314或引导件基座318。

[0062] 由于由耦接至护套311和引导件315的拉线提供的多个自由度,因此内窥镜118可以容易地导航患者的解剖结构。例如,四个或更多个拉线可以用于护套311和/或引导件315,提供八个或更多个自由度。在其他实施方式中,可以使用多达三个拉线,提供高达六个自由度。护套311和引导件315可以沿着纵轴306旋转多达360度,从而提供更多的运动程度。旋转角度和多个自由度的组合为手术机器人系统100的用户提供了对内窥镜118的用户友好和本能的控制。

[0063] 图3C是根据一个实施方式的内窥镜118的引导件315的横截面等距视图。引导件315包括成像装置349(例如,图像传感器、静态摄像装置或视频摄像装置、2D或3D检测器阵列、电荷耦合器件(CCD)或互补金属氧化物半导体(CMOS)摄像装置、成像光纤束等)、光源350(例如,白光源、激光二极管、发光二极管(LED)、光纤照明器等)以及用于其他部件的至少一个工作通道343。例如,其他部件包括摄像装置线、吹入装置、抽吸装置、电线、光纤、超声换能器、位置感测部件、电磁(EM)感测部件和光学相干断层扫描(OCT)感测部件。在一些实施方式中,引导件315包括袋孔,以容纳部件插入工作通道343中。

[0064] I.C.1器械设备操纵器

[0065] 图4A是根据一个实施方式的手术机器人系统100的器械设备操纵器117的等距视

图。机械臂102经由铰接接口401耦接至IDM 117。IDM 117耦接至内窥镜118。铰接接口401可以向和从机械臂102和IDM 117递送气动压力、功率信号、控制信号和反馈信号。IDM 117可以包括齿轮头、马达、旋转编码器、电源电路和控制电路。用于从IDM 117接收控制信号的工具基座403耦接至内窥镜118的近端。基于控制信号, IDM 117通过致动输出轴来操纵内窥镜118,这将在下面参考图4B进一步描述。

[0066] 图4B是根据一个实施方式的图4A所示的器械设备操纵器的分解等距视图。在图4B中,已经从IDM 117移除内窥镜118以露出输出轴405、406、407和408。

[0067] 图4C是根据一个实施方式的图4A所示的器械设备操纵器117的独立驱动机构的等距视图。独立驱动机构可以通过分别旋转IDM 117的输出轴405、406、407和408来紧固或松开内窥镜的拉线421、422、423和424(例如,彼此独立)。正如输出轴405、406、407和408分别通过角运动递送力迫使拉线421、422、423和424向下一样,拉线421、422、423和424将力递送回输出轴。IDM 117和/或手术机器人系统100可以使用传感器(例如,下面进一步描述的应变仪)来测量递送的力。

[0068] 图4D示出了根据一个实施方式的概念图,该概念图示出了可以如何通过图4C所示的独立驱动机构的应变仪434测量力。力431可以被引导远离耦接至马达437的马达安装座433的输出轴405。因此,力431导致马达安装座433的水平位移。此外,水平地耦接至马达安装座433的应变仪434在力431的方向上经历应变。应变可以测量为应变仪434的末端435的水平位移与应变仪434的整个水平宽度436的比率。

[0069] 在一些实施方式中, IDM 117包括附加传感器(例如,倾角计或加速度计),以确定IDM 117的取向。基于来自附加传感器和/或应变仪434的测量,手术机器人系统100可以校准来自应变仪434的读数以考虑重力负荷效应。例如,如果IDM 117定向在该IDM 117的水平侧上,则IDM 117的某些部件的重量可能导致马达安装座433上的应变。因此,在不考虑重力负荷效应的情况下,应变仪434可能测量了不是由输出轴上的应变引起的应变。

[0070] I.C.2光流

[0071] 随着内窥镜移动,移动被反映在从一个图像到下一个图像的变化中。可以使用将一个图像与另一个图像配准的光流技术来检测这些变化,由此可以估计移动。

[0072] 图5A是根据一个实施方式的用于根据记录图像序列确定内窥镜的移动的处理的流程图。在一些实施方式中,处理500可以包括与结合图5A描述的步骤不同或附加的步骤,或者以与结合图5A描述的顺序不同的顺序执行步骤。

[0073] 图1所示的手术机器人系统100的图像配准模块130基于由耦接至内窥镜末端的图像传感器(例如,图3C所示的内窥镜118的成像装置349)捕获的图像(例如,灰度或彩色)的样本的性质的变化来确定内窥镜末端的移动。因为图像传感器耦接至内窥镜118,所以图像配准模块130假设:样本的一对图像之间的变化是由于与内窥镜末端的移动对应的图像传感器的透视移位,例如,俯仰轴或偏转轴上的平移、旋转和/或缩放引起的。

[0074] 图像配准模块130可以例如通过除去样本的每个其他图像来过滤图像的样本,以帮助减少处理样本所需的时间。在一些实施方式中,图像配准模块130从由图像传感器捕获的视频中提取图像的样本。图像配准不要求源图像和目标图像是摄像装置的接续帧。然而,随着图像之间的时间段减小,通过图像配准估计的运动的准确度趋向于更高。因此,图像配准模块130通过依次配准许多图像来生成更准确的运动估计(例如,与内窥镜的移动相关联

的参数几乎连续的测量)。

[0075] 为了确定平移移动,图像配准模块130接收510图像的样本并且使用光流技术来分析样本的图像对。在一对图像中,首先出现的图像被称为源图像,而其次出现的图像被称为目标图像。第一图像和第二图像的顺序是任意的。因此,基于哪个图像被认为是源以及哪个图像被认为是目标来确定平移的方向(例如,在时间上向前或向后移动)。在一个实施方式中,每个图像是与光强度对应的N个像素值的二维像素阵列(例如,对于灰度图像)、表示不同颜色的光的强度的矢量(例如,对于彩色图像)等。图像配准模块130可以将二维像素阵列转换为具有N个元素的对应的一维阵列以进行处理。

[0076] 图像配准模块130基于图像的对生成520差异阵列D并且生成530梯度阵列G。在一些实施方式中,图像配准模块130针对样本的每对图像生成差异阵列(510)和梯度阵列(520)。差异阵列D基于目标图像的像素值与源图像的对应像素值之间的差。梯度阵列G基于目标图像的像素值的变化率(例如,导数)和源图像的对应像素值的变化率的加权平均值。在具有二维(例如,x维度和y维度)像素阵列的实施方式中,x维度 G_x 中的像素的变化率基于该像素与x方向上的两个或更多个相邻像素中的每个像素之间的差异。类似地,y维度 G_y 中的像素的变化率基于该像素与y方向上的两个或更多个相邻像素中的每个像素之间的差异。梯度阵列可以是x维度和y维度中的变化率的加权平均值,例如,相等加权。图像配准模块130可以将2D梯度阵列分解为分别对应于x方向和y方向上的偏导数的两个子阵列 G_x 和 G_y 。因此,图像配准模块130将G表示为 $N \times 2$ 矩阵: $G = (G_x \ G_y)$,其中 G_x 和 G_y 均包括N个分量。

[0077] 图像配准模块130基于差异阵列D和梯度阵列G来确定内窥镜的运动。运动可以由矢量p来表示。矢量p通常包括一组模型参数,并且可以改变这些参数的身份以检测运动的不同特性。通常,p可以被建模为满足形式 $Ap = v$ 的线性方程,其中A是由G和p的形式确定的矩阵,并且v是对应于D的矢量。上述等式中的p的值可以通过诸如最小二乘拟合的方法来求解,其中p可以被估计为 $p = (A^T A)^{-1} A^T v$,其中 A^T 表示A的转置,而 $(A^T A)^{-1}$ 表示 A^T 与A的乘积的逆。解出的p表示内窥镜的运动(例如,平移、旋转)。图像配准模块130可以针对样本的多对图像重复处理500的步骤520至540。因此,图像配准模块130生成与每个处理过的图像的对对应的一组运动矢量。

[0078] I.C.3.EM配准

[0079] 图5B是根据一个实施方式的电磁跟踪系统的图。耦接至内窥镜118的末端的空间传感器550是EM传感器550,其检测由内窥镜118附近的一个或更多个电磁场(EMF)发生器600生成的电磁场。检测到的EMF的强度是内窥镜118的位置和/或取向的函数。在一个实施方式中,多个EMF发生器600位于患者外部。EMF发生器600发射由EM传感器550拾取的EM场。可以以多种不同方式来调制不同的EMF发生器600,使得当它们的发射场被EM传感器550捕获并且由控制器120(或手术机器人系统100外部的任何计算机系统)处理时,它们的信号是可分离的。此外,EMF发生器600可以在笛卡尔空间中以非零、非正交角度相对于彼此定向,使得EM传感器550的取向的改变将导致EM传感器550在任何时刻从EMF发生器600中至少之一接收至少一些信号。

[0080] 控制器120将由EM传感器550捕获的EM数据与使用除EM之外的不同技术(如计算机断层摄影(CT)扫描)捕获的患者的图像(或者无论什么机制用于捕获对准传感器的数据)进行配准,以建立EM数据的参考帧。在一些实施方式中,内窥镜的远端可以由位于末端中的EM

传感器跟踪。可以通过将从CT数据生成的术前模型与由EM跟踪系统测量的绝对位置进行比较来确定患者体内的相关位置。

[0081] 例如,在利用从CT数据生成的3D模型配准EM数据之前,从EM数据得到的数据点最初位于远离沿着从3D模型预期的计划导航路径移动的内窥镜末端的位置。EM数据与3D模型之间的这种位置差异反映了EM坐标与3D模型坐标之间缺少配准。控制器120可以基于3D模型本身、从末端上的成像装置(例如摄像装置)接收的图像数据以及来自(例如,提供至手术机器人系统100的机械臂的)机器人命令的机器人数据之间的相互关系来确定和调整3D模型上的点。控制器120使用这些点与收集的EM数据点之间的3D变换来确定EM坐标系到3D模型坐标系的初始配准。在利用3D模型配准EM数据之后,从EM数据得到的数据点沿着落在从3D模型得到的计划导航路径上,并且数据点中的每个数据点反映内窥镜末端在3D模型的坐标系中的位置的测量。

[0082] I.C.4内窥镜手术

[0083] 图6A至图6C示出了使用内窥镜(例如,图3A所示的内窥镜118)的示例外科手术。图6A示出了根据一个实施方式的内窥镜118在解剖腔602内的远端。内窥镜118包括护套311,并且通过患者体内的解剖腔602朝向手术部位603导航,以进行外科手术。

[0084] 图6B示出了根据一个实施方式的在手术部位603处使用的、图6A所示的内窥镜118。在到达手术部位603之后,内窥镜118在箭头605标记的方向上延伸与护套311纵向对准的远端引导部317。内窥镜还可以铰接远端引导部317,以将手术工具引向手术部位603。

[0085] 图6C示出了根据一个实施方式的利用抽吸针1007的、图6B所示的内窥镜118。在手术部位603包括用于活组织检查的病变的情况下,远端引导部317在箭头606标记的方向上铰接,以传送抽吸针1007以靶向病变。

[0086] 在一些实施方式中,远端引导部317与护套311结合(图6中未示出)。远端引导部317与护套311一起穿过患者体内的解剖腔602朝向手术部位603导航,以进行外科手术。在到达手术部位603之后,可以通过远端引导部317将手术工具引向手术部位603。

[0087] 在一些实施方式中,远端引导部317可以通过作为护套311的偏轴(中性轴)的工作通道来部署,这允许远端引导部317在不遮掩耦接至护套311的端部(或内窥镜118的任何其他位置)的图像传感器(图6中未示出)的情况下进行操作。该布置允许图像传感器捕获解剖腔内的图像,同时内窥镜118铰接远端引导部317并保持护套311静止。

[0088] 在2014年3月7日提交的美国专利申请第14/201,610号和2014年9月5日提交的美国专利申请第14/479,095号中公开了远端引导部317(其也可以被称为挠曲部)的构造、组成、能力和用途,其全部内容通过引用并入本文中。

[0089] II. 内腔屈曲检测

[0090] 如上面介绍的,内腔屈曲是以下现象:在解剖腔中朝向手术部位或外科手术部位导航的柔性器械(例如,内窥镜)响应于插入力在解剖内腔内不期望的方向上脱垂。

[0091] 图7A和图7B示出了当内窥镜被插入患者的肺700去往手术部位710时发生的内腔屈曲的示例。内窥镜118被插入患者的口腔,沿患者的气管向下,并进入患者的肺700中。如图7A所示,内窥镜正常朝向位于肺700的左上叶中的手术部位710弯曲。内窥镜的护套740首先被导航到左主支气管,然后引导件730在三级支气管中朝向手术部位710进行导航。如图7B所示,当引导件730朝向手术部位710导航时,引导件730的远端引导部被卡住或阻塞,因

此不向前移动。随着施加更多的插入力,内窥镜的一部分屈曲720而不是进一步推动引导件。

[0092] 护套740相对于手术部位710的不适当放置也可能导致内窥镜的不期望的屈曲。例如,如果护套740被插入并仅前进到气管,则当试图插入患者肺700的上叶以到达手术部位710时,引导件730将不被支承。在该示例中,护套740上的插入力“向下”,即沿手术部位710所在的上叶的相反方向朝向患者的肺700的下叶指向。相比之下,当护套740位于肺中更深处(即,更靠近手术部位)时,护套740在更“向上”的位置或者至少更“中性”的位置指向,引导件730上的插入力矢量可以与手术部位710的方向更加对准。在后一示例中,除了减少引导件730的脱垂或屈曲之外,还可以利用施加至护套740的较低量的插入力来实现更大的插入。

[0093] II.A. 检测患者腔中的内腔屈曲

[0094] 内腔屈曲可以以各种方式发生。例如,当内窥镜进一步被插入患者体内时,内窥镜的引导件的末端可能被卡住或几乎卡住,并且引导件或护套的一部分可能以大的曲率弯曲。屈曲的部分存储势能并生成试图向后推动内窥镜的反向力。

[0095] 因此,存在许多感兴趣的区域,在所述区域中放置传感器以检测屈曲可能是有利的。作为示例,可以定义任意“尺寸”的三个主要区域。第一区域可以覆盖引导件的末端附近的体积。第二区域覆盖从患者内的护套的端部到第一区域的边缘的范围内的引导件的一部分。第三区域可以覆盖引导件从其延伸的护套的端部,以及护套的靠近其端部的部分(也被称为远端护套部)。

[0096] 对于每个传感器区域,一个或更多个传感器可以放置在若干位置中的任何一个位置。传感器位置的示例包括护套或引导件的外表面、护套或引导件的壁、护套的腔的内表面、引导件或护套的导管的内表面、引导件或护套的拉线上的一个或更多个位置、用于放置传感器的传感器区域内的另一个合适位置,或它们的一些组合。

[0097] 图8A至图8B示出了根据一个实施方式的用于放置传感器的传感器区域的示例。图8A示出了引导件730在时间 $T=T_1$ 860A处朝向手术部位710正常弯曲,图8B示出了当引导件730在时间 $T=T_2$ 860B处更多地被插入时该引导件730屈曲。 T_1 860A和 T_2 860B是连续的,或者以时间间隔分开。如图8A和图8B所示,选择并放大感兴趣区域(ROI) 810。ROI 810包括引导件730和护套740的一部分。不具有肺结构的放大的ROI分别在图8A和图8B的底部处示出。传感器区域A 820包括引导件730的末端和靠近末端的小部分。传感器区域B 830覆盖在从患者体内的护套740的端部到引导件730的末端的范围内的引导件730的一部分。传感器区域C 840包括护套的端部和远端护套部的一小部分。

[0098] 可以在每个传感器区域中放置一种或更多种不同类型的传感器。例如,可以在每个传感器区域中放置一个或更多个位置传感器、一个或更多个力传感器、一个或更多个形状传感器或其一些组合。多种类型的传感器的示例包括位置传感器(例如,EM传感器、光学传感器、加速度计、陀螺仪、磁力计、检测运动的另一合适类型的传感器或其一些组合)、力传感器(例如,电阻传感器、压力传感器、应变仪、扭矩传感器、摩擦传感器、检测各种类型的力的另一合适类型的传感器或其一些组合)、图像传感器(例如,CCD、CMOS、NMOS、检测并传送构成图像的信息的另一合适类型的传感器或其一些组合)、形状传感器(例如,光纤形状传感器,检测物体的边界、轮廓或表面的另一合适类型的传感器或其一些组合)。

[0099] 可以将从一个或多个传感器区域捕获的传感器数据与预期数据(也被称为历史数据或参考数据)进行比较,以确定是否发生了屈曲。预期数据描述了与在导航期间由内窥镜的运动引起的各种特性相关联的数据。预期数据的示例包括:与由内窥镜的运动引起的各种预期状态相关联的数据、从一个或多个不同传感器区域捕获的传感器数据、从同一传感器区域捕获的不同类型的传感器数据、从一个或多个不同传感器区域捕获的不同类型的传感器数据或其一些组合。更具体地,预期数据包括与由内窥镜的运动引起的各种可能状态/状况相关联的数据。预期状况的示例包括:护套的末端或远端的预期位置、引导件或护套的一部分的预期位置、引导件或护套的预期弯曲形状、由引导件或护套的预期弯曲生成的预期力、由引导件或护套的末端检测的预期力、或与内窥镜的状态有关的任何其他可测量或可得到的量(该量可以包括但不限于形状、距离、长度、斜率、梯度、曲率、角度等)或其一些组合。

[0100] 在操作期间从器械中的传感器收集的传感器数据(也被称为测量数据)指示基于放置传感器的相应传感器区域的实际运动的测量状况。测量状况的示例包括与前一段落中提供的预期状况列表类似的状况列表。例如,从末端上的成像装置收集的传感器数据(也被称为光流数据)或者从位于末端上的EM传感器收集的传感器数据都可以指示测量状态(例如,末端的位置)。在一些实施方式中,通过将“内视图”与传感器数据进行比较,手术机器人系统100确定指示末端在患者体内的相对位置的测量状况。当由传感器数据指示的测量状况与预期数据指示的预期状况不匹配或不相关时,手术机器人系统100确定已经发生了内腔屈曲。在部分II.A.1中进一步描述了示例。

[0101] 可以将从一个或多个传感器区域捕获的传感器数据与来自相同和/或不同传感器区域的传感器数据进行比较,以确定是否已经发生了内腔屈曲。例如,如果从一个或多个传感器区域捕获的传感器数据指示:内窥镜的对应传感器区域经历了第一状况改变(例如,指示第一区域中的力改变的状况改变),并且来自不同传感器区域的传感器数据或来自同一传感器区域的不同类型的传感器数据指示:相应的传感器区域或传感器类型经历了第二状况改变(例如,指示第三区域中的力改变的状况改变或者指示末端没有在第一区域中移动的状况改变),则手术机器人系统100确定已经发生了内腔屈曲。在部分II.A.2中进一步描述了示例。

[0102] 通常,状态改变指示:可以从传感器数据(其可以包括测量的传感器数据和预期的传感器数据)测量或得到的一些量已经改变成大于阈值或小于阈值中的一个,该阈值通常在一些时间段(例如, T_1 和 T_2)内测量。存在许多不同类型的状况改变。

[0103] 第一种类型的状况改变是内窥镜的一些部分的小于位置阈值的位置改变,这表示内窥镜的一部分通常响应于内窥镜插入命令而没有移动可感知的距离的运动的范围。第一类型状况改变的第一示例是以下情况:响应于命令,患者体内的引导件的末端或护套的端部没有移动或移动小于阈值量。例如,当内窥镜进入具有复杂管状网络(例如,具有可变弯曲或具有可变直径的管状网络)的器官时,将一定的插入力施加至内窥镜以将内窥镜移动至目标位置。如在部分II.A.2中进一步描述的,如果状况改变指示:响应于命令,患者体内的引导件的末端或护套的端部移动小于阈值量,则手术机器人系统100可以或者单独基于该状况改变或者基于该状况改变与其他类型的状况改变的组合来确定已经发生了内腔屈曲。第二示例是以下情况:响应于命令,引导件的一部分或护套的一部分没有移动至预期位

置。第三示例是以下情况：响应于命令，护套的一部分（例如，护套的端部、远端护套部）缩回。

[0104] 第二种类型的状况改变是在引导件的末端、远端引导部的一部分、护套的端部、远端护套部的一部分处检测到响应于命令的在阈值之上的力改变。

[0105] 第三种类型的状况改变识别：通常响应于内窥镜插入命令，沿着引导件或护套的通常弯曲的不希望的运动。第三种类型的状况改变的一个示例包括：沿着引导件或护套的两个或更多个点中的弯曲改变（例如，斜率改变、梯度改变、曲率改变等）等于或超过弯曲阈值，这表示引导件或护套响应于命令以意外方式明显弯曲的情况。第三种类型的状况改变的另一个示例包括：沿着引导件或护套的两个点之间的距离改变小于距离阈值，这表示两个点之间的距离响应于命令而意外缩短的情况。第三种类型的状况改变的另一个示例发生在诸如以下情况下：当穿过患者的内腔网络中的转弯导航内窥镜使得预期发生弯曲时，但是沿着预期发生弯曲的内窥镜的部分却没有发生弯曲。因此，缺乏由传感器沿着内窥镜的一些点测量的弯曲改变可能表明：弯曲已经发生在沿着内窥镜的其他地方。

[0106] 尽管以上描述将传感器描述为与区域相关联，但是在使用传感器数据来确定是否已经发生屈曲的数据处理系统中不需要明确地使用该区域关联。在这样的实现中，将传感器分配到区域仅用作区分放置在器械内的不同传感器的便利方式，并且在实践中可以使用其他可区分特性，如沿着护套或引导件的位置等。

[0107] II.A.1 基于测量状况与预期状况之间比较的内腔屈曲检测

[0108] 图9A至图9L示出了根据一个实施方式的基于测量状况与预期状况之间的比较的内腔屈曲检测的示例。如上所述，可以将一个或更多个不同类型的传感器放置在同一传感器区域中以检测内腔屈曲。如图9A至图9B所示，诸如位置或力传感器的传感器A放置在第一传感器区域（例如，内窥镜的末端）中。图9A至图9B示出了由传感器A 910指示的测量位置A 915A和预期位置A 915B。例如，响应于将内窥镜移动至预期位置A 915B的插入命令，将内窥镜插入到测量位置A 915A。与图9B所示的预期位置A相比，在图9A中示出的测量位置A是静止的或者仅略微移动，从而指示已经发生了屈曲。类似地，基于命令输入，图9A中的测量力（例如，在末端与肺结构之间生成的摩擦力）可能大于图9B中的预期力，从而指示已经发生了屈曲。

[0109] 如图9C至图9D所示，传感器C和传感器D放置在第二传感器区域（例如，引导件的一部分）中。在第一实施方式中，传感器C和传感器D都是位置传感器。在图9C中，响应于将第二区域移动至预期位置C和D的命令，传感器C检测测量位置C，传感器D检测测量位置D。将测量位置C和测量位置D与预期位置C和预期位置D进行比较。该比较指示测量位置（基于原始数据或其一些推导，如它们之间的距离）是否偏离预期位置多于阈值（不匹配）或小于阈值（匹配）。如果测量的和预期的匹配，则手术机器人系统确定没有发生屈曲，如果测量的和预期的不匹配，则手术机器人系统确定已经发生了屈曲。用于检测屈曲的导出参数的示例包括斜率、距离、曲率、梯度、从两个位置导出的另一合适的参数或其一些组合。

[0110] 在第二实施方式中，传感器C和传感器D是力传感器。在图9C中，响应于在第二区域中插入具有预期力A和B的内窥镜的命令，传感器C检测测量力A（例如，第一扭矩），传感器D检测测量力B（例如，第二扭矩）。将测量力A和测量力B与预期力A和预期力B进行比较。该比较指示：测量力（基于原始数据或其一些推导）是否偏离预期力多于阈值（不匹配）或少于阈

值(匹配)。如果测量力和预期力匹配,则手术机器人系统100确定没有发生屈曲,如果测量力和预期力不匹配,则手术机器人系统100确定已经发生了屈曲。

[0111] 在第三实施方式中,传感器C和传感器D具有不同的传感器类型。例如,传感器C是位置传感器,而传感器D是力传感器。响应于在第二区域中插入具有预期位置C和预期力B的内窥镜的命令,传感器C检测测量位置C并且传感器D检测测量力B。将测量位置C与预期位置C进行比较并且将测量力B与预期力B进行比较。该比较指示:测量位置C是否偏离预期位置C多于阈值(不匹配)或少于阈值(匹配),以及测量力B是否偏离预期力B多于阈值(不匹配)或少于阈值(匹配)。如果测量的和预期的匹配,则手术机器人系统确定没有发生屈曲,如果测量的和预期的不匹配,则手术机器人系统确定已经发生了屈曲。

[0112] 如图9E至图9F所示,传感器B放置在第三传感器区域(例如,远端护套部的一部分)中。响应于将内窥镜移动至第三区域中的预期位置E的命令,将测量位置E与图9F中所示的预期位置E进行比较。图9E中所示的测量位置E已经向后960移动,这指示测量位置E与预期位置E不匹配,手术机器人系统确定已经发生了屈曲。传感器B也可以是力传感器。例如,响应于移动内窥镜的命令,该内窥镜在第三区域中具有预期力C。传感器B检测测量力C(例如,第三传感器区域与引导件之间的摩擦),并且将测量力C与预期力C进行比较。测量力大于图9F中的预期力C指示:测量力C与预期力C不匹配,手术机器人系统确定已经发生了屈曲。

[0113] 本部分中示出的示例实施方式可以彼此不同地组合,以提供用于内窥镜的其他可能的传感器设置,以及一次使用多于一个区域中的状况改变的检测以识别或验证已经发生了屈曲的屈曲检测处理。例如,如图9G至图9H所示,来自第一传感器区域A中的传感器A的预期数据与测量数据可以和来自第三传感器区域中的传感器B的预期数据与测量数据进行组合。类似于图9C至图9D,传感器C和传感器D可以具有相同或不同的传感器类型。

[0114] 可以使用如图9I至图9J中所示的多个位置传感器或者通过如图9K至图9L中所示的形状感测光纤来检测引导件(或护套)的形状。形状感测光纤可以包括光纤布拉格光栅(FBG)的一段。FBG反射某些波长的光,同时透射其他波长。手术机器人系统基于FBG反射的光的波长来生成反射光谱数据。系统可以分析反射光谱数据,以在二维或三维空间中生成内窥镜的位置和取向数据。特别是,当内窥镜弯曲时,嵌入内部的形状感测光纤也弯曲。由FBG反射的光的特定波长基于形状感测光纤的形状而改变(例如,“直”内窥镜与“弯曲”内窥镜的形状不同)。因此,系统可以通过识别反射光谱数据的差异来确定例如内窥镜在一个或更多个方向上弯曲了多少度(例如,响应于来自手术机器人系统的命令)。

[0115] 基于如由形状感测光学传感器或离散传感器提供的测量形状与预期形状之间的比较来检测内腔屈曲。可以使用函数来估计引导件(或护套)的形状,例如,线性(例如,多项式插值)或非线性插值(例如,样条插值)、基于一个或更多个拟合函数的曲线拟合、线性或非线性回归分析或其一些组合。

[0116] 如图9K至图9L所示,形状感测光纤950沿着引导件(或护套,未示出)放置。例如,形状感测传感器可以在引导件(或护套)的壁的长度内放置在具有拉线的导管中。形状感测传感器可以放置在导管的外部,但是在引导件(或护套)的壁的长度内。

[0117] 图10是根据一个实施方式的用于基于测量状态与预期状态之间的比较来检测内腔屈曲的一般处理1000的流程图。手术机器人系统的控制器——例如图1中所示的手术机器人系统100的控制器120——使用处理1000来检测内腔屈曲。在一些实施方式中,处理

1000可以包括与结合图10描述的步骤不同的或附加的步骤,或者以与结合图10描述的顺序不同的顺序执行步骤。

[0118] 控制器120接收1010传感器数据,该传感器数据从放置在位于患者腔内的内窥镜的一部分中的第一传感器生成,并且传感器数据指示基于内窥镜的该部分的实际运动的测量状态。内窥镜的该部分可以是如上所述的如图8A-8B所示的三个传感器区域。图9A至图9L中描述了示例。控制器120接收1020预期数据,该预期数据描述与由内窥镜的预期运动引起的预期状态相关联的数据。在一些实施方式中,预期数据是从物理耦接到内窥镜的器械设备操纵器(IDM)生成的机器人命令数据,其中,机器人命令数据被配置成控制IDM以使得内窥镜的该部分在患者体内朝向预期位置移动。机器人命令数据指示基于预期运动的预期状态。控制器130将测量状态与预期状态进行比较1030。响应于测量状态偏离预期状态大于或小于相关联的阈值,控制器130确定1040内窥镜已经屈曲。在一些实施方式中,阈值指示测量状态与预期状态之间的匹配。

[0119] II.A.2. 基于由传感器数据指示的状态变化的内腔屈曲检测

[0120] 在先前部分中,屈曲被描述为基于预期行为与测量行为之间的差异来检测。该部分描述如何根据内窥镜状态在两个时间点之间的变化来检测屈曲,所述时间点通常是在由内窥镜执行运动命令(例如,插入)期间。

[0121] 图11A至图11H示出了根据一个实施方式的基于命令之前和之后(或期间)的腔内屈曲检测的示例。每个传感器区域的状态变化检测类似于图9A至图9H中描述的示例,不同之处在于不是使用预期数据和测量数据来检测状态变化,而是使用两个不同时间点的测量数据。

[0122] 作为第一示例,如图11A至图11B所示,传感器A 1125被放置在传感器区域A 1120(例如,内窥镜的末端)中。在 $T=T_1$ 处,传感器A 1125检测测量状态A(例如,取决于传感器A的传感器类型,位置A或力A)。在 $T=T_2$ 处,传感器A 1125检测测量状态B(例如,位置B或力B)。如果 T_1 和 T_2 处的测量状态触发位于末端附近的传感器A的状态变化(例如,力的增加,位置变化不足)之一的阈值之一,则系统确定已发生屈曲。

[0123] 尽管状态变化能够足以检测屈曲,但在一些情况下,对两个或更多个状态变化的识别有助于确定或验证已发生屈曲。这些检测到的状态变化可能源自相同或不同区域中的相同或不同类型的不同传感器。例如,如果具有不同类型的另一传感器(例如,力传感器)被放置在传感器区域A 1120中,如果该另一传感器也检测到相应的状态变化,则可以更好地确定或验证已发生屈曲。

[0124] 类似地,可以将相同传感器类型或不同传感器类型的一个或更多个传感器放置多于一个传感器区域中,以评估内窥镜是否已经历与相应传感器区域相关联的对应状态变化。通过基于在两个不同时间点的测量数据对从不同区域检测到的至少两个状态变化进行组合,系统将具有检测发生屈曲的更好的能力。图11C至图11H示出了在两个不同区域中检测到的两个状态变化的示例。示例包括区域A、B和C中的传感器的各种组合。图11C和图11D示出了基于区域A和B中的状态变化来检测屈曲。图11E和图11F示出了基于区域A和C中的状态变化来检测屈曲,以及图11G和图11H示出了基于区域B和C中的状态变化来检测屈曲。虽然未示出,但是可以基于所有三个区域中的状态变化来检测屈曲。

[0125] II.A.3 基于由传感器数据和光流数据指示的状态变化之间的比较的内腔屈曲检

测

[0126] 图12是根据一个示例实施方式的用于基于由传感器数据指示的状态变化来检测内腔屈曲的处理1200的流程图。在一些实施方式中,处理1200可以包括与结合图12描述的步骤不同的或附加的步骤,或者以与结合图12描述的顺序不同的顺序执行步骤。

[0127] 手术机器人系统的控制器120接收1210第一传感器数据,该第一传感器数据从放置在位于患者腔内的内窥镜的一部分中的第一传感器生成,该第一传感器数据指示内窥镜的该部分的运动。在一些实施方式中,第一传感器位于三个传感器区域(例如,传感器区域A至C)之一中。例如,第一传感器位于传感器区域C中。第一传感器的示例包括位置传感器(例如,EM传感器)、图像传感器、力传感器或电阻传感器。

[0128] 控制器120接收1220从位于内窥镜的远侧末端的第二传感器生成的第二传感器数据,第二传感器数据指示内窥镜的远侧末端的运动。在一些实施方式中,第二传感器是安装在远侧末端上的成像装置(例如,图3C中的内窥镜118上的成像装置349)。第二传感器数据(也称为光流数据)是在成像装置捕获的图像。如部分I.C.2所述,第二传感器数据用于基于一对图像之间的变化来估计内窥镜的运动。

[0129] 控制器120评估1230第一传感器数据以确定内窥镜的该部分是否已经历第一状态变化(例如,上述任何类型的状态变化)。控制器120评估1240第二传感器数据以确定内窥镜的远侧末端是否已经历第二状态变化(例如,末端不移动)。响应于确定第一传感器数据指示内窥镜的远侧部分已经具有第一状态变化并且第二传感器数据指示内窥镜的远侧末端已经具有第二状态变化,控制器120确定1250内窥镜已屈曲。

[0130] II.B.检测患者体外的屈曲

[0131] 内窥镜的屈曲可能发生在患者体外。例如,沿着引导件基座与护套基座之间的近端引导部可能发生屈曲。图13A至图13F是根据一个实施方式的检测患者体外的内窥镜的屈曲的示例。如图13A所示,传感器1340被放置在引导件基座1310和护套基座1320二者上。两个传感器构成发射器-接收器对。例如,发射器发射红外光或可见光的光束1345,并且与发射器同轴或者与发射器相邻的接收器检测光束1345。发射器1340与接收器1343相对放置,如图13A所示,或者接收器1343与发射器1340相对放置。

[0132] 发射器1340围绕引导件基座1310上的近端引导部1330的出口1315放置在发射器与出口之间的距离1350处。对应的接收器1343围绕护套底座1320上的近端引导部1330的入口1325放置在接收器与入口1325之间相同的距离处。距离1350在阈值内,表示用于检测屈曲的合适距离范围。当发生屈曲时,如图13D至图13F所示,近端引导部的屈曲部分完全或部分地阻挡光束,并且接收器不会检测到光信号,或者接收器检测到的光信号相应地减小。

[0133] 发射器-接收器对可以被放置在近端引导部的同一侧,如图13C所示。例如,发射器-接收器对放置在出口1315附近,反射器1360放置在入口1325附近,以将从发射器发射的光束反射到对应的接收器。如图13C所示,发射器1340被放置在距离A 1350处,接收器1343被放置在距离B 1355处。距离A 1350和B 1355在用于检测屈曲的阈值内。当发生屈曲时,近端引导部的屈曲部分完全或部分地阻挡光束,并且接收器不会检测到光信号,或者接收器检测到的光信号相应地减小。

[0134] 可以使用多于一组的发射器-接收器对来检测不同方向上的屈曲。例如,在每个发射器与出口1315之间将多个发射器放置在出口1315附近。多个发射器-接收器对可以被分

布成生成彼此平行的光束,或者多个发射器-接收器对可以被分布成生成交叉光束以更好地覆盖内窥镜周围的圆柱形表面区域。在一些实施方式中,透射光束是聚焦光,例如激光束,因此这些透射光束也可以在本质上分散并且与被配置成接收所发射的光的类型的接收器匹配。

[0135] 图14是根据一个实施方式的用于基于使用发射器-接收器对来检测患者外部的屈曲的处理1400的流程图。手术机器人系统的控制器——例如图1中所示的手术机器人系统100的控制器120——使用处理1400来检测屈曲。在一些实施方式中,处理1400可以包括与结合图14描述的步骤不同的或附加的步骤,或者以与结合图14描述的顺序不同的顺序执行步骤。

[0136] 控制器120将来自手术机器人系统100的一个或更多个命令提供1410给一个或更多个致动器,例如图13A至图13F中所示的护套基座1320和引导件基座1310,以移动内窥镜118用于外科手术。

[0137] 控制器120接收1420从沿着患者体外的内窥镜的长度放置的至少一个发射器-接收器对生成的接收器数据,发射器-接收器对被配置成将光束从发射器发射到接收器,接收器数据指示接收器是否已接收到从发射器发射的光束。例如,发射器被放置在护套基座上,接收器被放置在引导件基座上,如图13B以及图13D至图13F所示。

[0138] 响应于指示来自发射器的光已被阻挡的接收器数据,控制器120确定1430内窥镜已经屈曲。

[0139] 在替选实现方式中,不是使用光学传感器,而是可以将一个或更多个力传感器放置在护套基座上的入口周围的传感器区域中,以检测患者体外的屈曲。图15示出了根据一个实施方式的检测患者体外的内窥镜的屈曲的另一示例。如图15所示,位于引导件基座1520的连接1525周围的传感器区域1540与近端引导部1530接触。当沿近端引导部发生屈曲时,传感器与近端引导部的接触部分之间的力增加。传感器包括与近端引导部1530刚性连接的应变仪或测力计。在于2014年11月14日提交的作为美国专利公开第2015/0119638号公布的标题为“INSTRUMENT DEVICE MANIPULATOR WITH TENSION SENSING APPARATUS”的美国申请第14/542,403号中描述了应变配置的示例,该申请的全部公开内容通过引用并入本文中。

[0140] III. 其他屈曲考虑

[0141] 控制器120为用户生成指示内窥镜已经屈曲的反馈并向用户提供反馈。例如,控制器120生成指示内窥镜已经屈曲的消息或警告。可以提供该消息或警告以在图形用户界面(GUI)上显示,例如操作员使用一个或更多个监视器来控制操作。控制器120还可以向用户生成推荐。为此,控制器120确定对用于移动内窥镜的命令进行一个或更多个修改。该修改至少部分地基于传感器数据。例如,控制器120可以将命令调整为平滑内窥镜的屈曲部分。命令的示例包括向后移动内窥镜、调整末端的移动、调整由IDM提供的插入力、调整内窥镜的移动的另一合适的命令、停止内窥镜的移动或其某种组合。

[0142] 尽管以上描述通常是关于关注于引导件的示例来描述的,但是也可能沿着护套发生内腔屈曲。与上述用于引导件的类似的方法也可以应用于护套。例如,第一传感器区域可以是内窥镜的末端或者围绕护套的末端的小区域。第二传感器区域可以是护套的一部分。第三传感器区域可以被省略,或者被解释为沿着护套的另一区域,该区域比第二区域更远

离护套末端。IV. 使用适应性插入力阈值的内窥镜插入

[0143] 如前所述,手术机器人系统100使用一个或更多个机械臂102来控制患者体内的内窥镜118以进行外科手术。机械臂施加插入力以将内窥镜插入并推进到手术部位。随着内窥镜的推进,进一步推进内窥镜所需的力将随着时间的推移而变化,这取决于多种因素,包括手术部位的定位、为到达手术部位患者腔内采用的路径、内窥镜的尺寸等。相应地,取决于至少所选择的路径,可以安全地施加而不伤害患者的腔的力的量将变化。例如,在患者的单个肺网络内,可以被设置成避免损伤的单个力阈值限制不适用于所有肺叶。通常,由于内窥镜弯曲进入上叶区域,上叶需要比下叶更多的插入力。因此,需要动态力插入阈值以使得能够安全地执行操作,同时仍然防止施加高于该动态阈值的力的水平。

[0144] IV.A确定适应性插入力阈值

[0145] 如本文中所述,手术机器人系统利用适应性插入力阈值来调节患者腔内不同位置的插入力,以避免不安全地进一步插入患者。适应性插入力阈值基于内窥镜数据和患者数据来确定。

[0146] 内窥镜数据描述了在导航期间与内窥镜相关联的数据。内窥镜数据的示例包括护套与引导件之间的摩擦力、护套与内部解剖结构之间的摩擦力、引导件与内部解剖结构之间的摩擦力、内窥镜的当前位置、内窥镜的目标位置、护套的插入长度、引导件的插入长度、护套与引导件之间的距离(例如,护套的插入长度与引导件的插入长度之间的差异、护套的远端与内窥镜的末端之间的距离)、引导件的运动(例如,平移、旋转、混合等)、护套的运动(例如,平移、旋转、混合等)、末端的运动(例如,平移、旋转、偏转等)、末端与患者体内组织的一部分之间的接触相互作用(例如,接触力)、引导件在患者体内的力、护套在患者体内的力、末端上的力、影响内窥镜的运动的另一个合适的的数据或其某种组合。

[0147] 可以从放置在内窥镜上的一个或更多个传感器获得内窥镜数据。例如,内窥镜的末端上的位置传感器或图像传感器可以获得内窥镜的当前位置和末端的运动。末端上的力传感器可以获得末端与患者体内组织的一部分之间的接触力,或末端与接触组织之间的其他类型的力(例如,摩擦力、压力等)。可以将不同传感器类型的一个或更多个传感器(例如,位置传感器、力传感器、形状传感器等)放置在引导件或护套的一部分上,以检测与引导件或护套相关联的长度、运动或者不同类型的力。在以上第II部分中描述了示例。

[0148] 患者数据描述与由内窥镜插入的患者相关联。患者数据的示例包括医学数据(例如,医学诊断、医学治疗、疾病、病史、影响导航的其他合适的医学数据或其某种组合)、一般信息(例如,性别、年龄、习惯等)或其某种组合。患者数据可以被存储在数据库中,数据库被包括在机器人手术系统中并且可由机器人手术系统访问。

[0149] 如上所述,适应性插入力阈值由与内窥镜数据和患者数据相关联的函数来确定。在第一实施方式中,适应性插入力阈值基于与插入力阈值、内窥镜数据和患者数据之间的关系相关联的非线性函数来确定。通过输入内窥镜数据和患者数据,该函数生成插入力阈值。在第二实施方式中,适应性插入力阈值基于优化度量来确定。该度量考虑了在安全范围内施加插入力的效果。安全范围描述了插入力不会损害患者体内的接触组织或器官的范围。例如,优化函数用于找到安全范围内的最大插入力。在第三实施方式中,插入力阈值基于机器学习算法来确定。例如,可以将关于先前类似操作的历史内窥镜数据和患者数据作为训练数据集传递到机器学习模型中,并且生成用于确定插入力阈值的各种参数。参数可

以是与上面介绍的患者类型和内窥镜数据相同的参数,但是也可以使用附加的或不同的参数。在一些实施方式中,患者数据可以用作上述实施方式中的函数的约束。例如,如果患者患有哮喘病,则呼吸道壁会发炎并且过度敏感。因此,力插入阈值可以被设定成低于没有哮喘的患者的力插入阈值的值。

[0150] 还可以基于查找表来确定插入力阈值。查找表包括描述具有各种特征的多个插入力阈值的数据。例如,查找表描述与患者或一组患者的不同内窥镜定位相关联的多个插入力阈值。查找表可以通过下述方法来获得:对各种内窥镜数据和各种患者数据的统计分析、应用于各种内窥镜数据和各种患者数据的机器学习、对各种内窥镜数据和各种患者数据的数据挖掘或者任何其他合适的方法。在不同的实施方式中,手术机器人系统可以存储各种类型的查找表。由控制器存储的查找表的示例类型包括:相对于内窥镜的不同定位的插入力阈值的可能性的概率分布、具有不同特征的插入力阈值的群集或者其他合适的信息(例如,数目、密度、分类)。在一个示例中,查找表是由一个或多个机器人手术系统从具有不同特征(例如,性别、年龄)的患者的应用获得的。查找表可以识别从患者或者从阈值数目或者患者百分比获得的插入力阈值的特征。在一些实施方式中,针对每个患者生成查找表。基于患者数据和内窥镜数据,可以确定插入力阈值。在一些实施方式中,针对不同类型的患者生成查找表。

[0151] 图16A至图16C示出了根据一个实施方式的在不同患者的情况下在内窥镜的不同位置处使用的适应性插入力阈值的示例。图16A示出了将内窥镜插入手术部位的两个示例。第一示例示出了内窥镜被插入位于肺1600的左上叶的手术部位A 1610A中。第二示例示出了内窥镜被插入位于肺1600的右下叶中的手术部位B 1610B中。如图16A所示,两个示例具有不同的内窥镜数据。例如,两个示例具有内窥镜的不同定位、护套1630的不同插入长度、引导件1620的不同长度、护套1630与引导件1620之间的不同距离、内窥镜的不同运动(例如,引导件1620A比引导件1620B更弯曲)等。不同的内窥镜数据导致不同的插入力阈值。例如,第一示例需要更大的插入力来克服由于弯曲而生成的力(例如,扭矩、摩擦)。此外,不同的患者可能同一手术部位具有不同的插入力阈值。

[0152] 如图16B至图16C所示,允许插入内窥镜同时防止损伤的插入力阈值可以不是可基于可用数据精确确定的值。因此,系统可以替代地使用基于先前描述的任何技术确定的尺寸来确定插入力阈值。插入力阈值区域指示相对于内窥镜的定位(例如,靠近手术部位的位置)安全(即,不伤害患者)的插入力阈值的可能性的概率分布(例如,群集或密度)或者插入力阈值相对于内窥镜的位置的统计数据。在一些实施方式中,插入力阈值区域指示在导航到手术部位期间相对于多个可能位置的多个可能插入力阈值。

[0153] 图16B至图16C示出了来自第一患者1640的区域1645A和来自第二患者1650的插入力阈值区域1655A,两者均与手术部位A1610A相关联,以及相对于第二手术部位1610B的用于第一患者和第二患者的类似的插入力阈值区域1645B和1655B。这些图示出了针对类似手术部位和手术在患者之间在阈值区域之间的可能差异,以及类似手术的手术部位之间的差异。

[0154] 在一些实施方式中,手术机器人系统在导航期间主动确定插入力阈值。在一些实施方式中,插入力阈值可以被预先确定并标记到术前模型的不同部分,作为机器人术前规划阶段的一部分。

[0155] 手术机器人系统将插入力与所确定的插入力阈值进行比较。插入力可以通过耦接到手术机器人系统的机械臂的一个或更多个力传感器来检测。当插入力接近预定范围内的插入力阈值或者接近插入力阈值时,手术机器人系统经由系统GUI向用户发送视觉和/或音频反馈。例如,指示插入力非常接近插入力阈值,或接近插入力阈值的警告。可以使用不同的颜色例如绿色、黄色和红色来指示相对于插入力阈值的相对距离。在其他实施方式中,在达到插入力阈值时,手术机器人系统向用户生成推荐。为此,手术机器人系统确定对插入内窥镜的命令的一个或更多个修改。该修改至少部分地基于内窥镜数据和患者数据。命令的示例包括:停止来自手术机器人系统的一个或更多个插入力、减小插入力、调节插入力的另一合适命令或其某种组合。

[0156] IV.B. 使用适应性插入力阈值插入内窥镜

[0157] 图17是根据一个实施方式的用于使用适应性插入力阈值插入内窥镜的处理1700的流程图。手术机器人系统的控制器——例如图1中所示的手术机器人系统100的控制器120——使用处理1700以使用适应性插入力阈值插入内窥镜。在一些实施方式中,处理1700可以包括与结合图17描述的步骤不同的或附加的步骤,或者以与结合图17描述的顺序不同的顺序执行步骤。

[0158] 控制器120从机器人手术系统的内窥镜接收1710内窥镜数据,内窥镜数据部分地基于内窥镜的当前位置。例如,控制器120可以从放置在内窥镜(例如,护套、引导件或末端)上的一个或更多个传感器获得传感器数据作为内窥镜数据。

[0159] 控制器120访问1720与患者相关联的患者数据,患者数据部分地基于与患者相关联的医疗数据。例如,控制器120可以访问存储在机器人手术系统中的患者数据数据库。控制器120可以经由网络通过访问一个或更多个外部数据库来获得患者数据。

[0160] 控制器120基于内窥镜数据和患者数据来确定1730适应性力插入阈值。例如,控制器120基于一个或更多个函数或模型、查找表或者基于插入力阈值区域来确定适应性力插入阈值。

[0161] 控制器120接收1740由耦接到机器人手术系统的机械臂的一个或更多个力传感器检测到的插入力,该插入力由臂施加到内窥镜。例如,一个或更多个力传感器可以被放置在机械臂的一个或更多个臂段、机械臂的一个或更多个接合部、机械臂与IMD之间的连接、影响机械臂运动的其他合适定位或其某种组合上。

[0162] 控制器120将插入力与适应性插入力阈值进行比较1750。响应于超过适应性力阈值的插入力,控制器120向机器人手术系统发送1760内窥镜命令推荐。例如,如果插入力超过适应性力阈值,则控制器120发送指示插入力超过插入力阈值的消息或警告。控制器120确定对命令的一个或更多个修改以调整插入力。

[0163] V. 替选考虑

[0164] 通过阅读本公开内容,本领域的技术人员通过本文中公开的原理将还会理解另外的可替选结构设计和功能设计。因此,虽然已说明并描述了特定实施方式和应用,但是要理解的是,所公开的实施方式不限于本文中公开的精确构造和部件。在不脱离所附权利要求限定的精神和范围的情况下,可以对本文中公开的方法和装置的布置、操作和细节做出各种修改、变化和变型,这对本领域技术人员来说是明显的。

[0165] 如本文中所使用的对“一个实施方式”或“实施方式”的任何提及意味着结合实施

方式描述的特定要素、特征、结构或特性被包括在至少一个实施方式中。说明书中各处出现的短语“在一个实施方式中”不一定都指同一实施方式。

[0166] 可以使用表述“耦接”和“连接”连同其派生词一起来描述一些实施方式。例如，可以使用术语“耦接”来描述一些实施方式，以指示两个或更多个元件直接物理或电接触。然而，术语“耦接”还可以表示两个或更多个元件彼此不直接接触，但是仍然彼此协作或相互作用。除非以其他方式明确指出，否则实施方式在上下文中不受限制。

[0167] 如本文中所使用的，术语“包括”、“包含”、“含有”、“具有”、“有”或其任何其它变型均意在涵盖非排他性的包括。例如，包括要素的列表的过程、方法、物品或装置不一定仅限于那些要素，而是可以包括没有明确列出或者这样的过程、方法、物品或装置固有的其他要素。另外，除非明确表示相反，否则“或”指的是包容性的“或”，而不是排他性的“或”。例如，以下中的任何一个满足条件A或B：A为真（或存在）并且B为假（或不存在），A为假（或不存在）并且B为真（或存在），以及A和B都为真（或存在）。

[0168] 此外，“一”或“一种”的使用被用于描述本文中的实施方式的要素和部件。这么做仅仅是为了方便和给出本发明的一般含义。该描述应当被解读为包括一个或至少一个，且单数也包括复数，除非它明显另有含义。

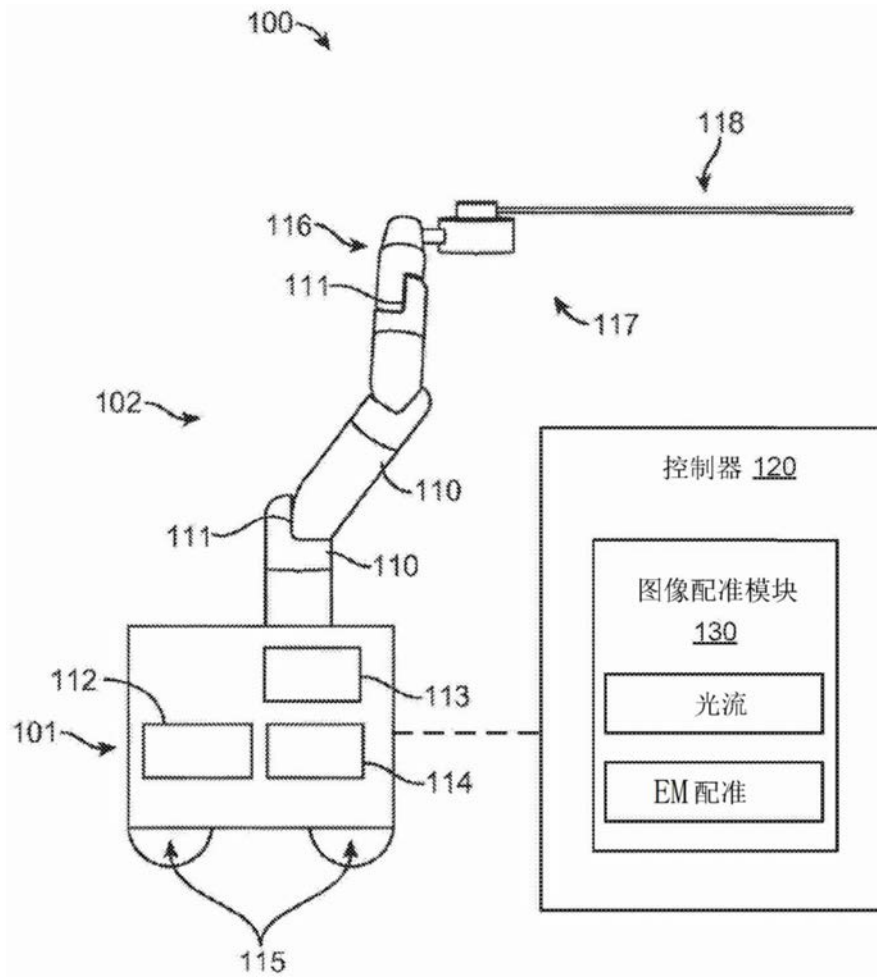


图1A

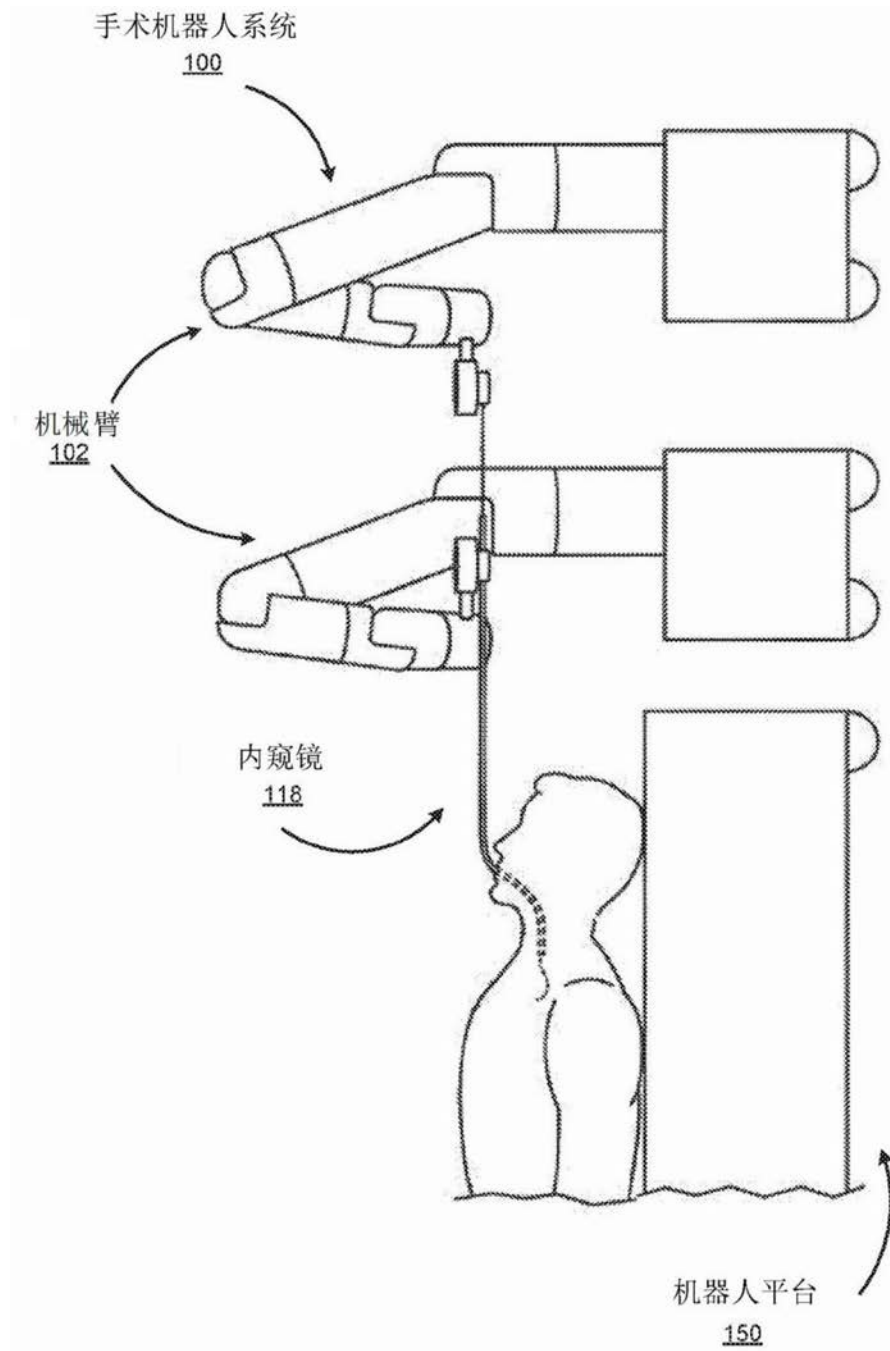


图1B

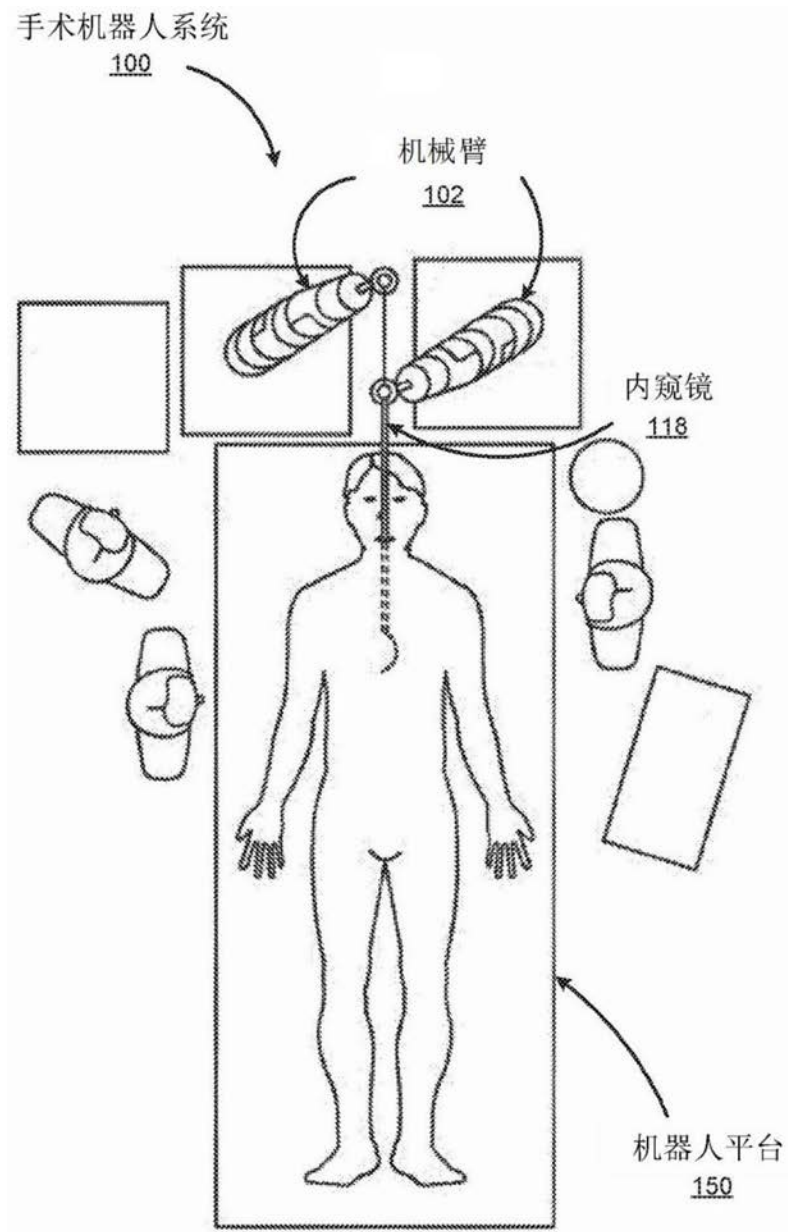


图1C

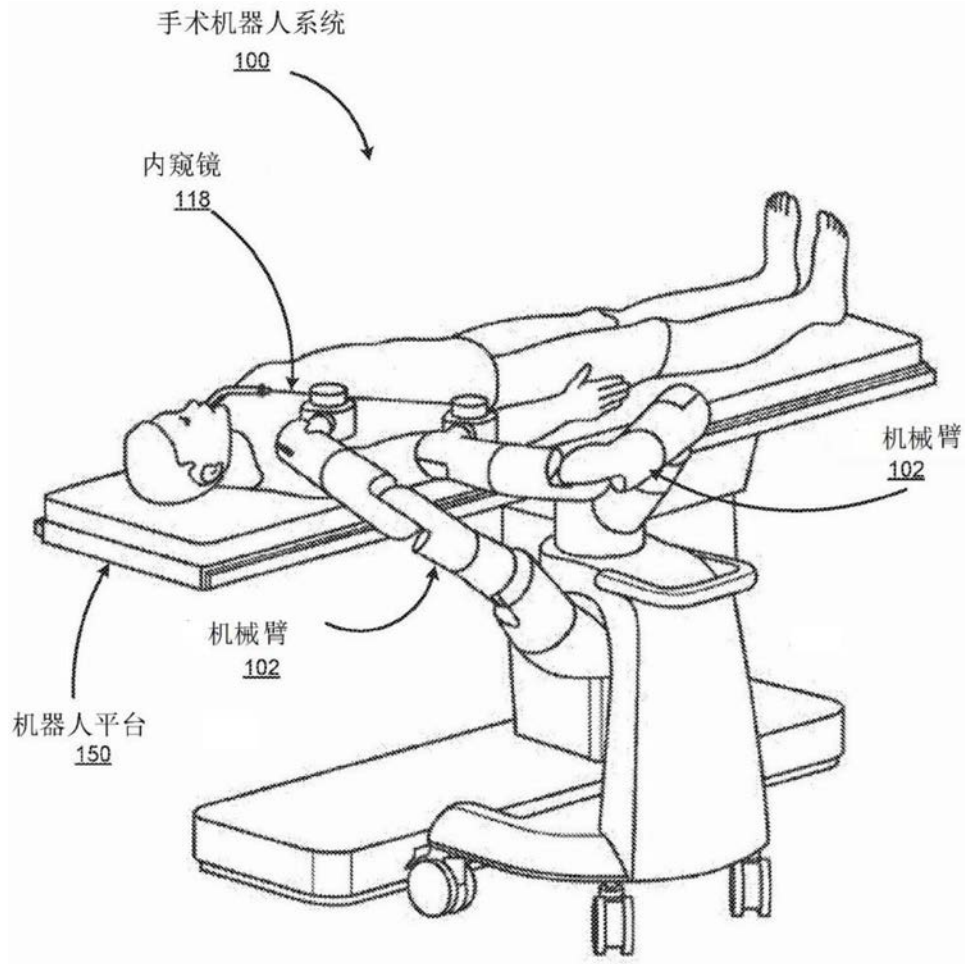


图1D

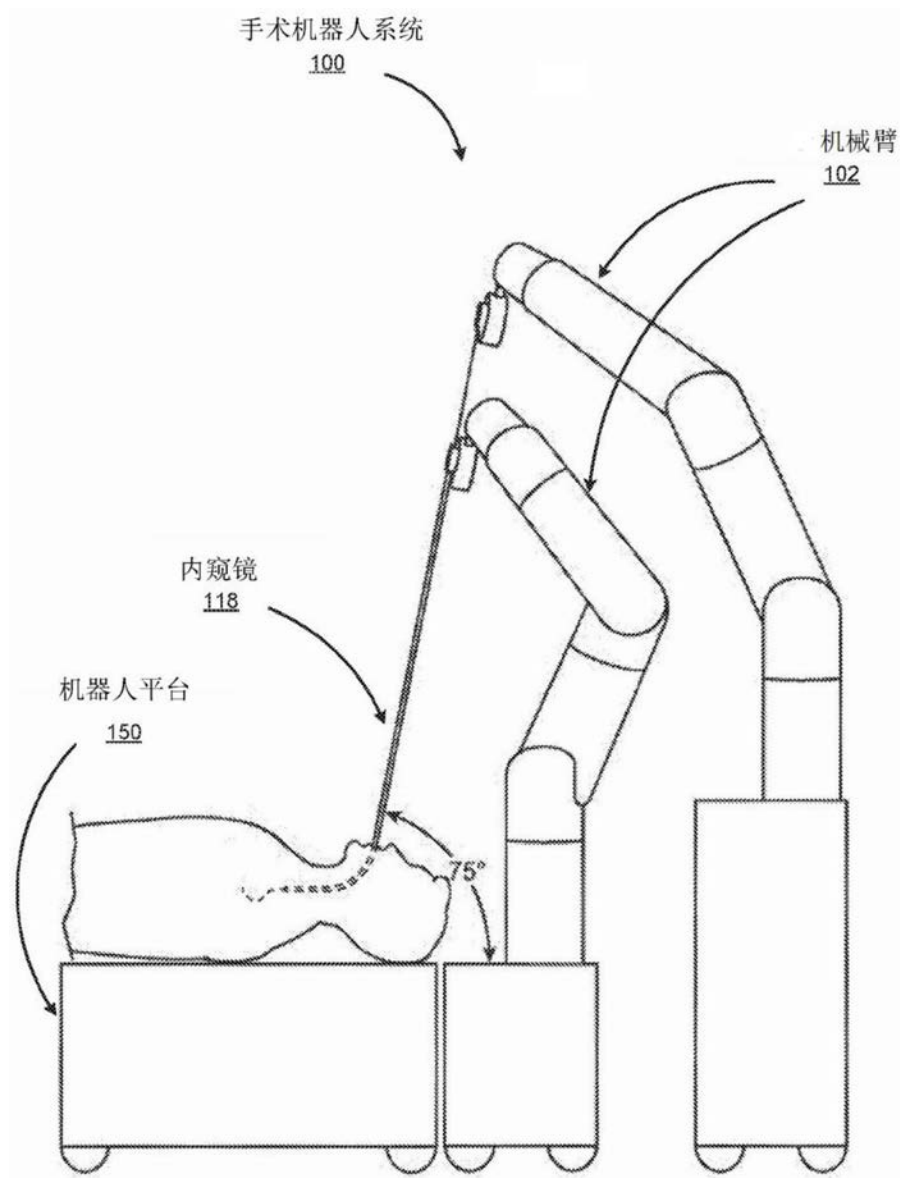


图1E

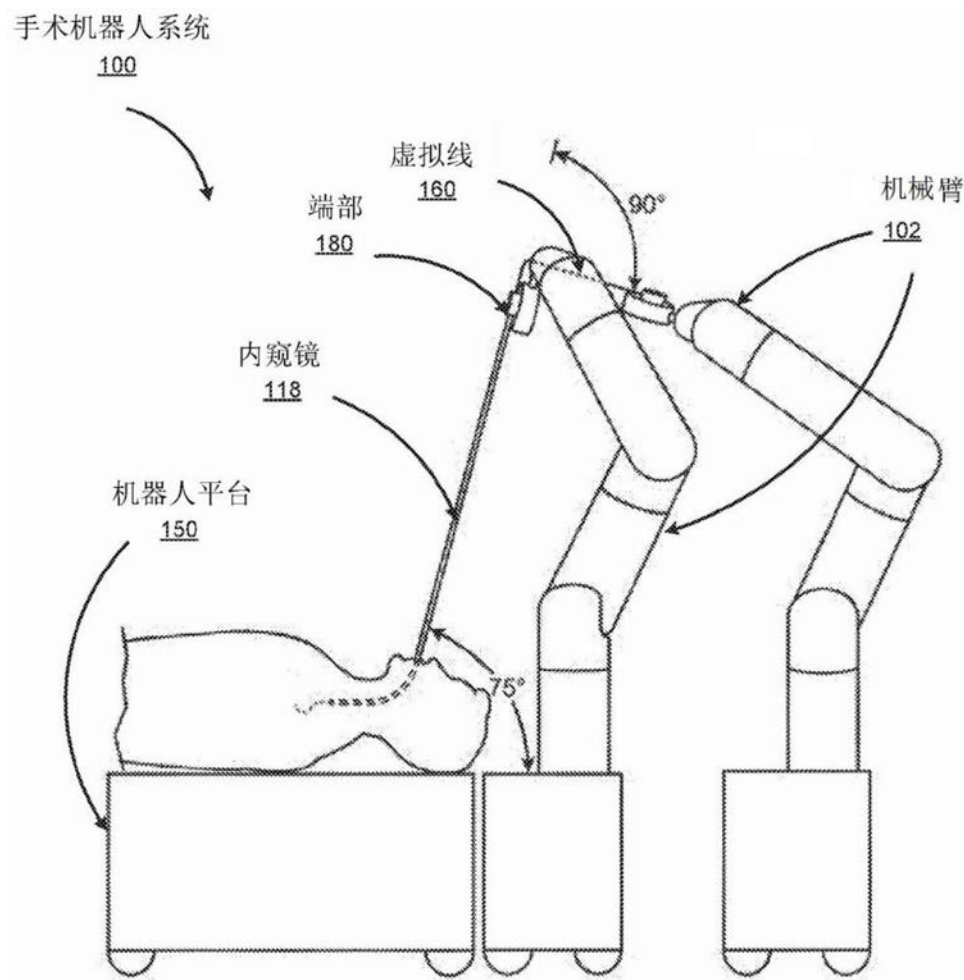


图1F

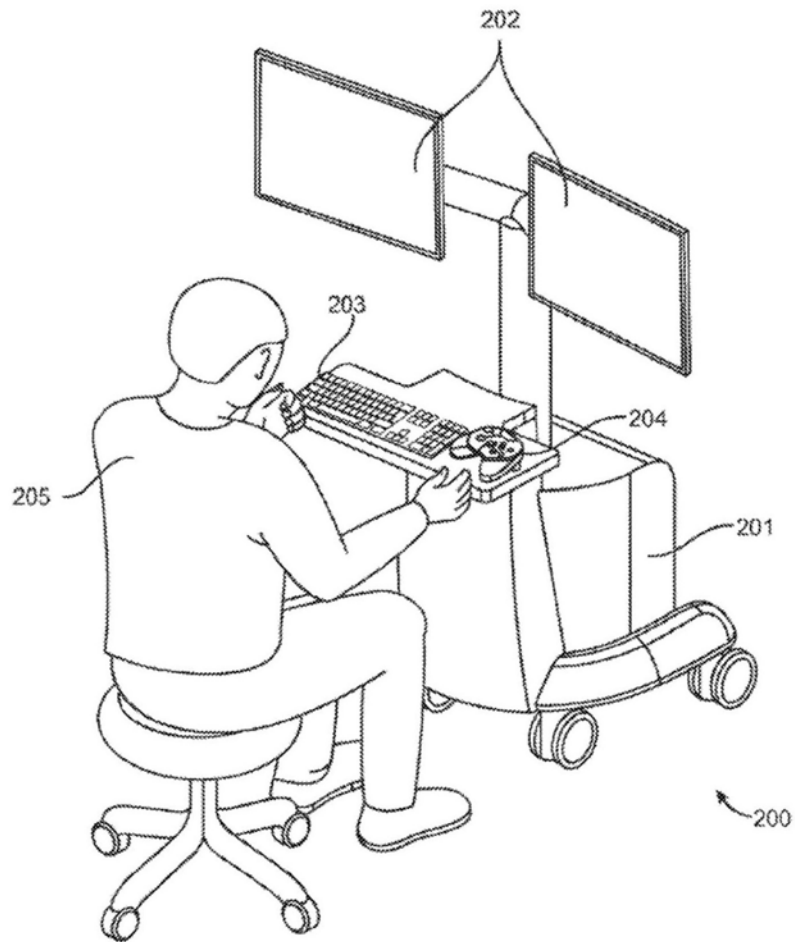


图2

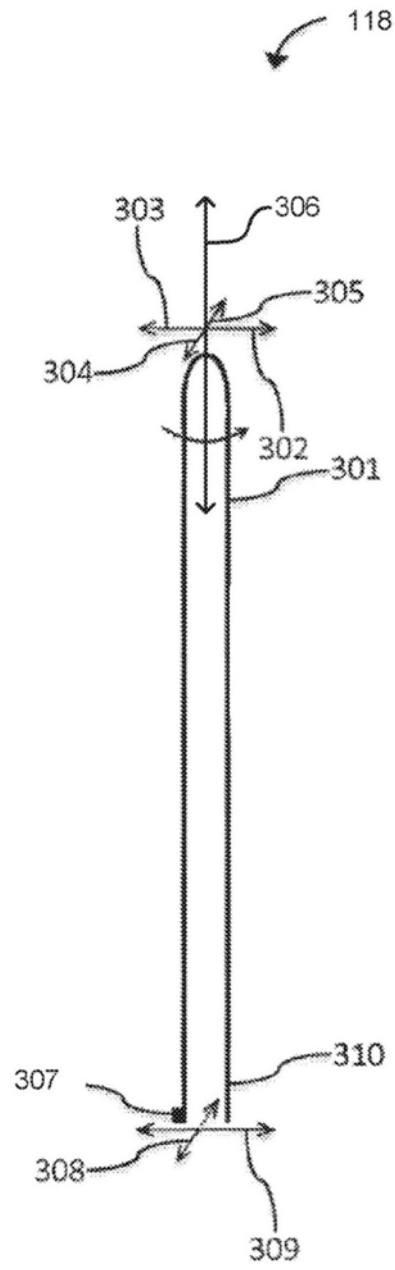


图3A

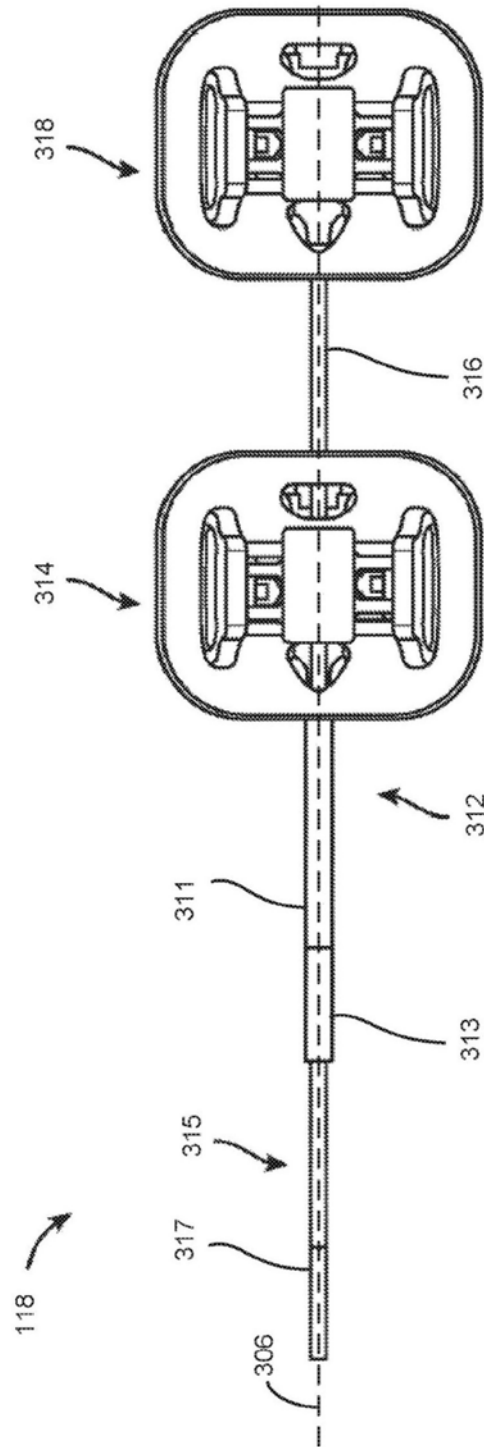


图3B

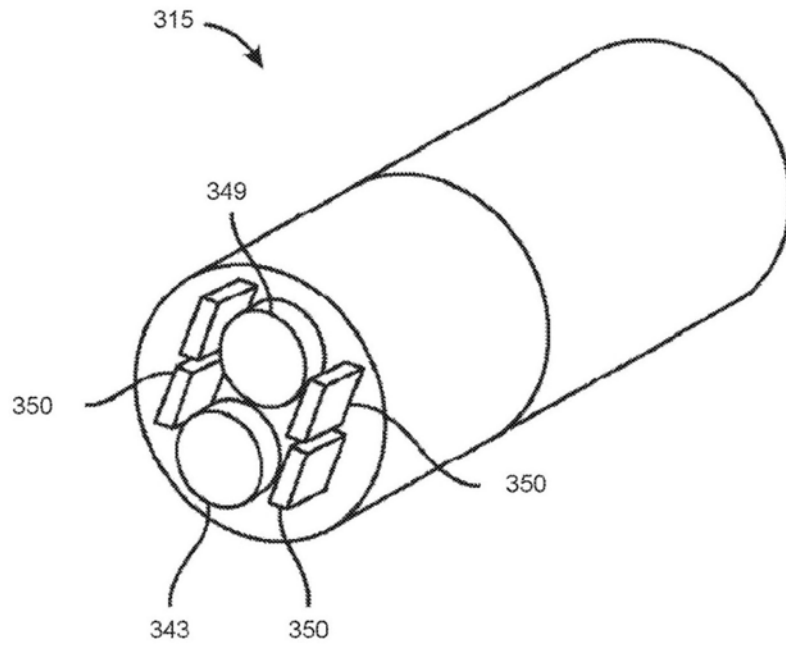


图3C

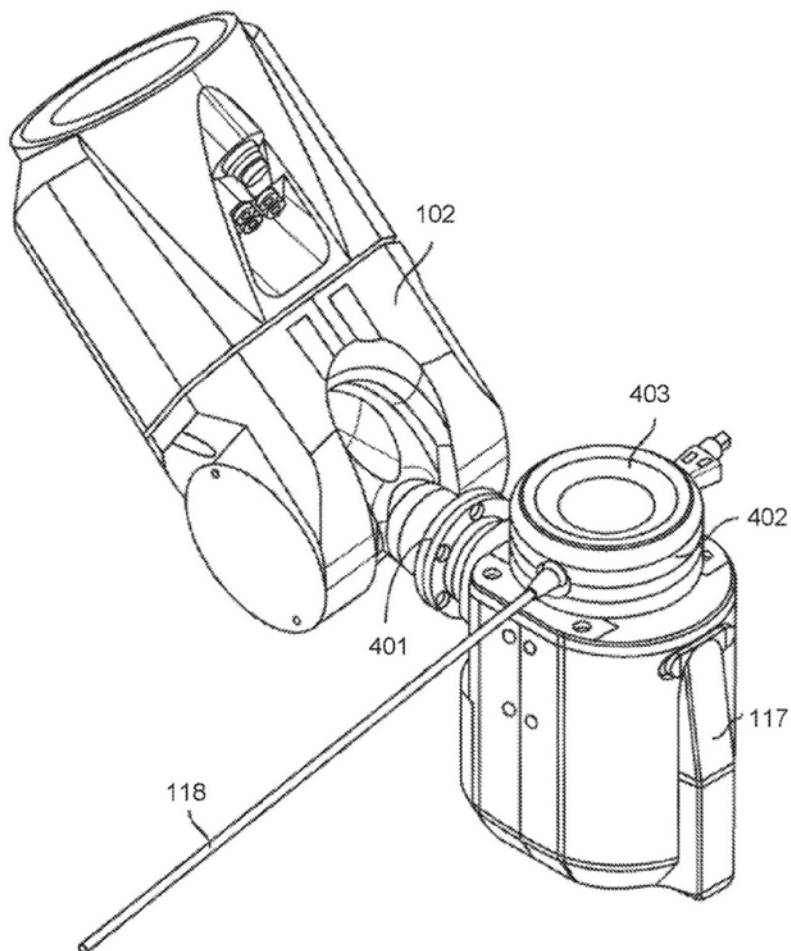


图4A

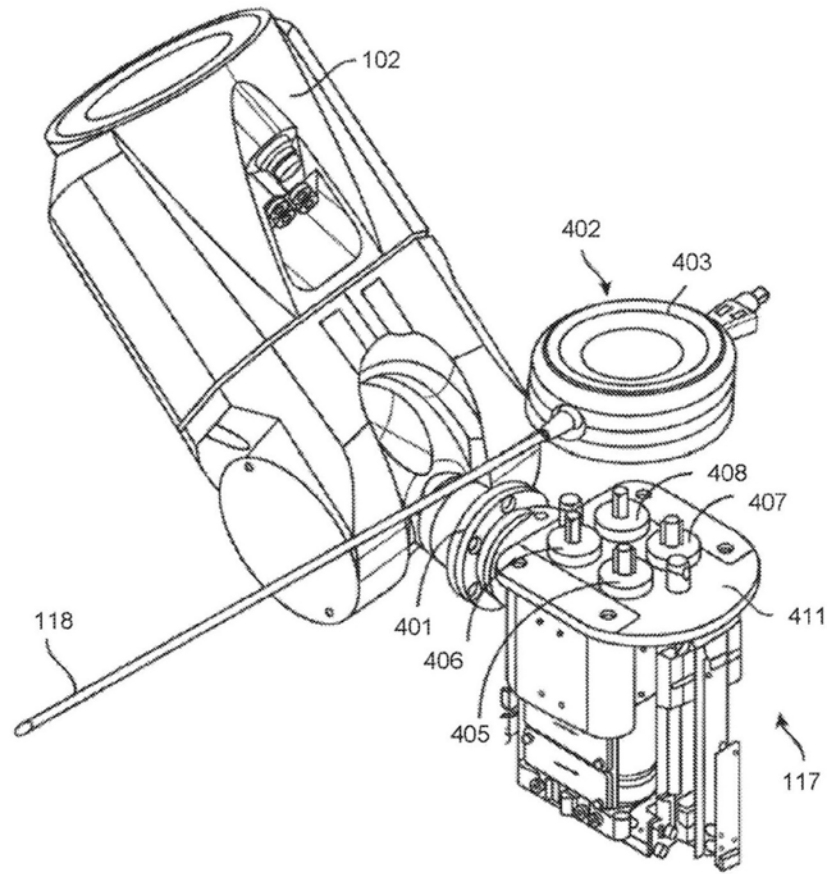


图4B

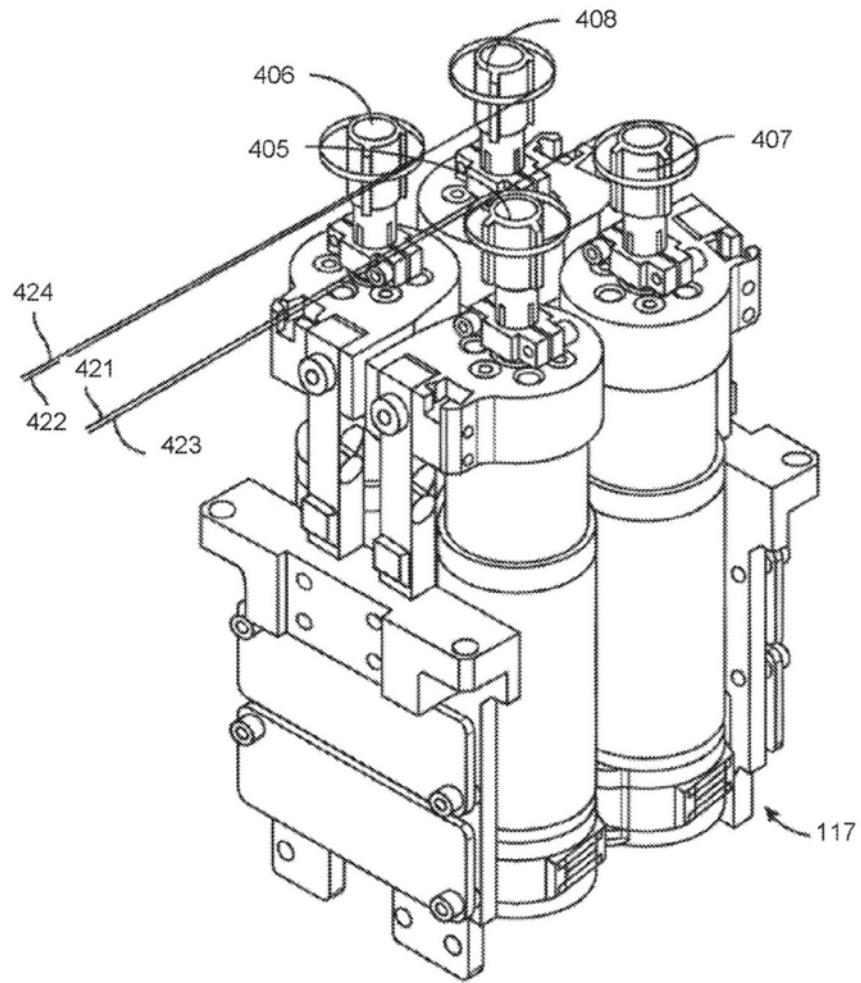


图4C

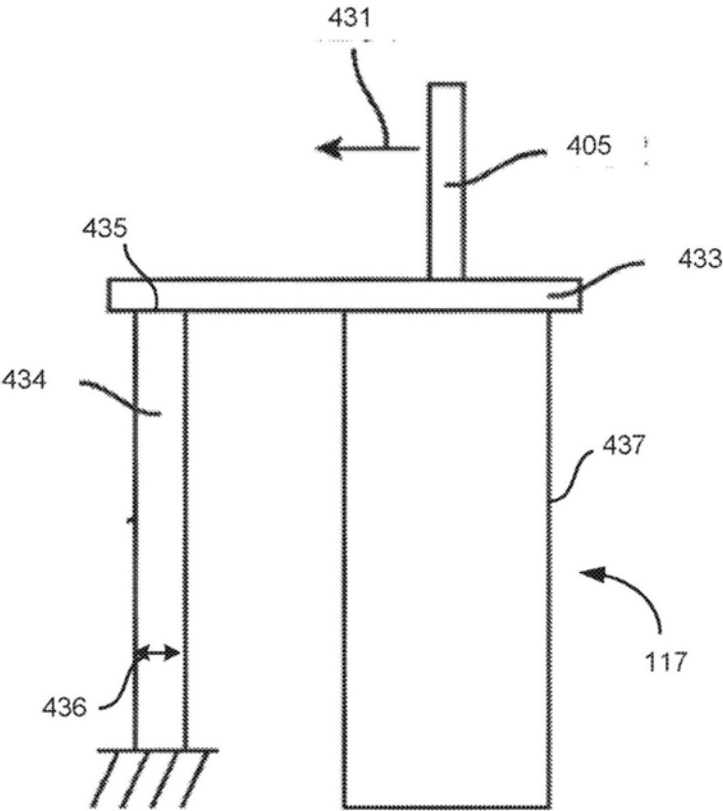


图4D

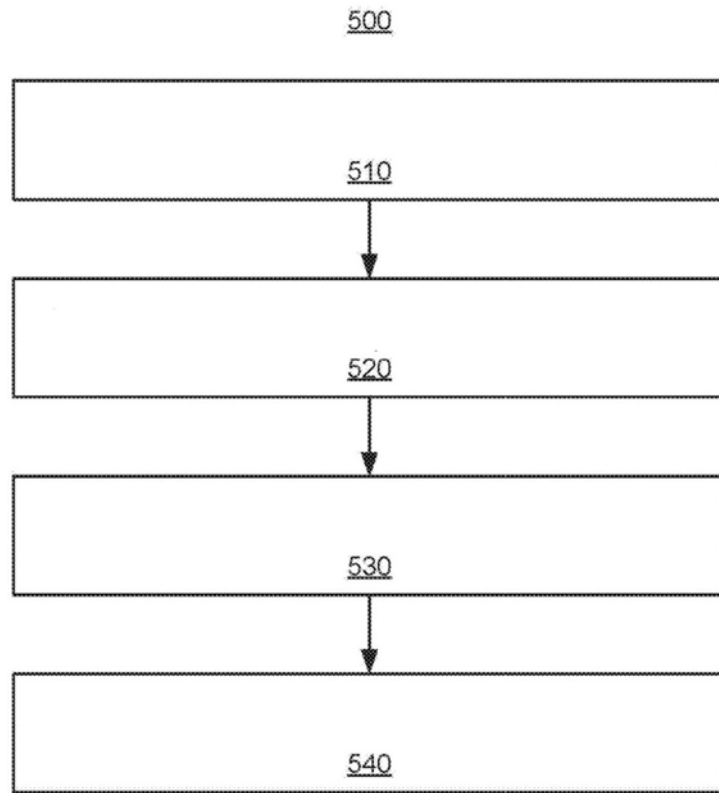


图5A

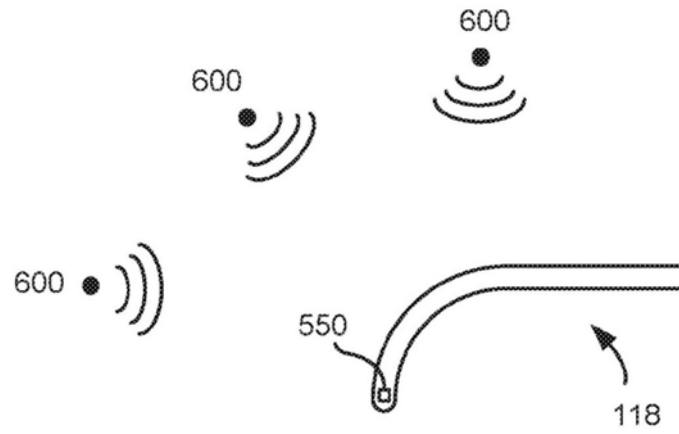


图5B

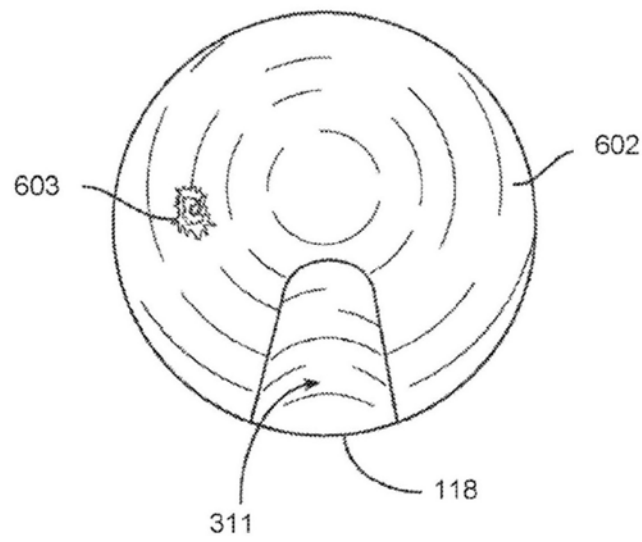


图6A

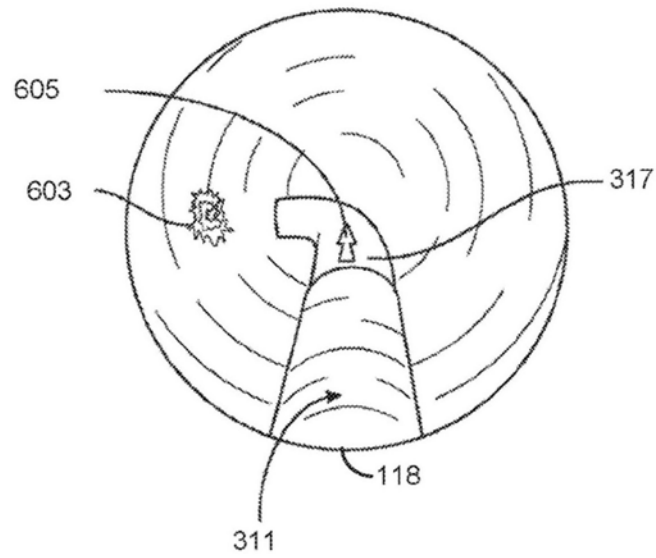


图6B

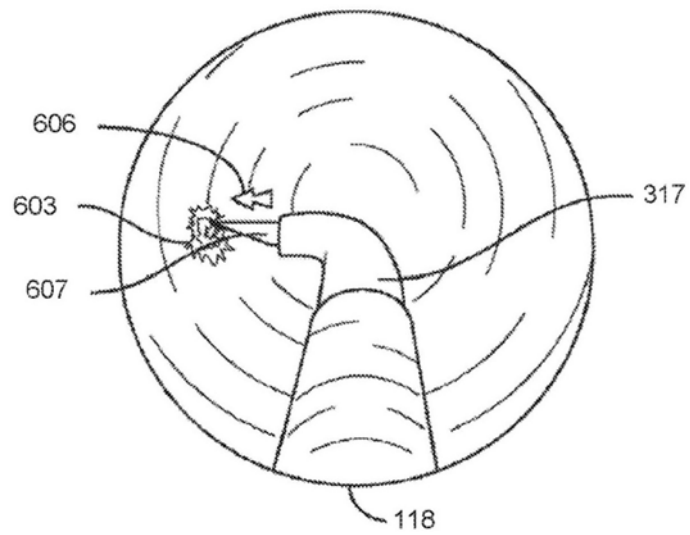


图6C

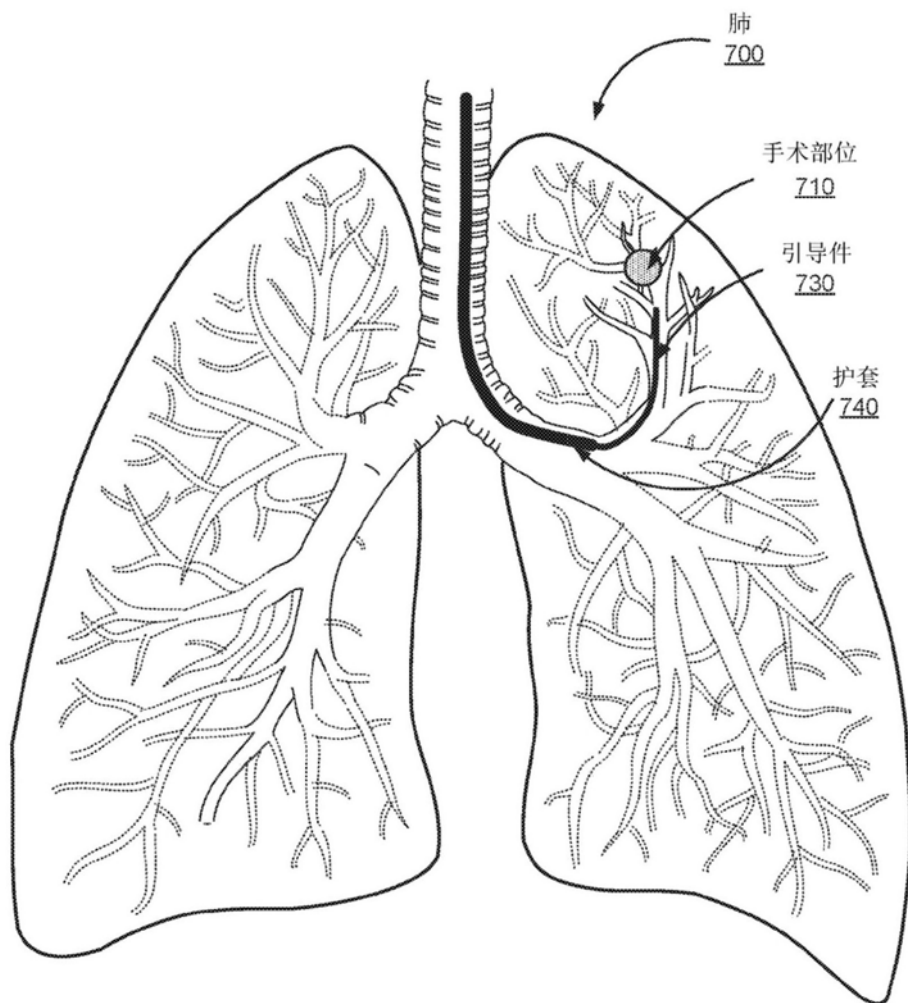


图7A

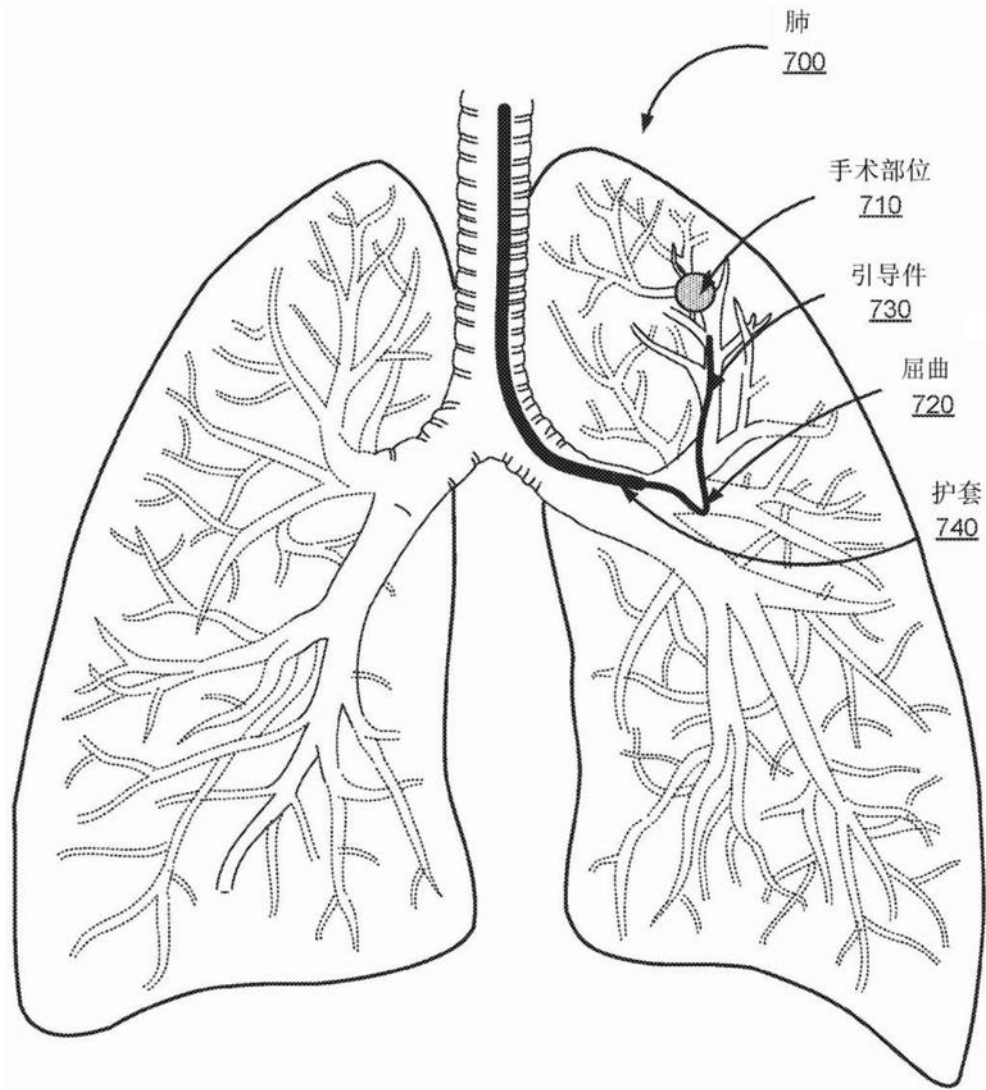
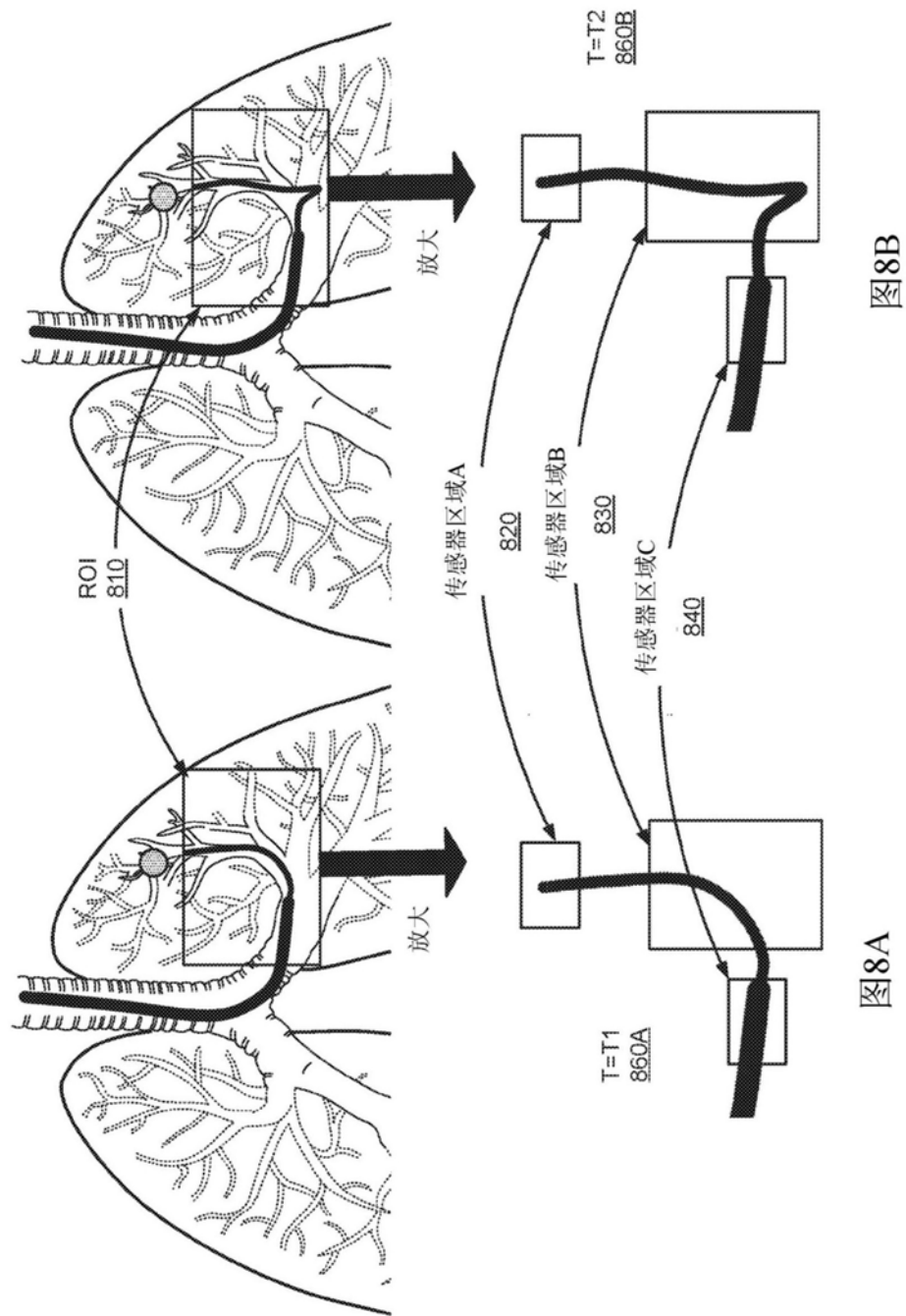
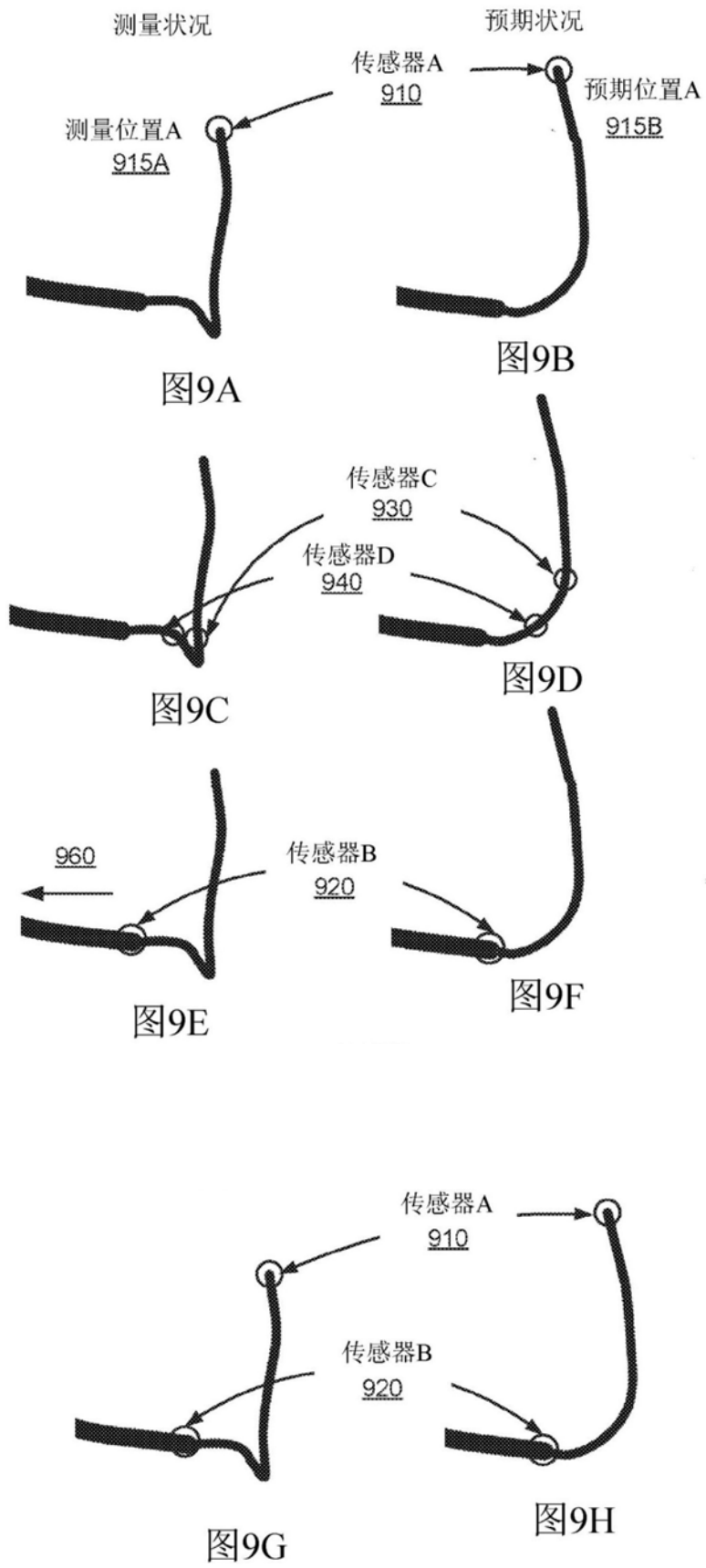


图7B





测量状况



图9I

预期状况



图9J

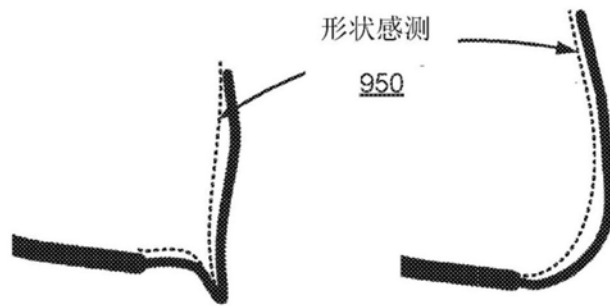


图9K

图9L

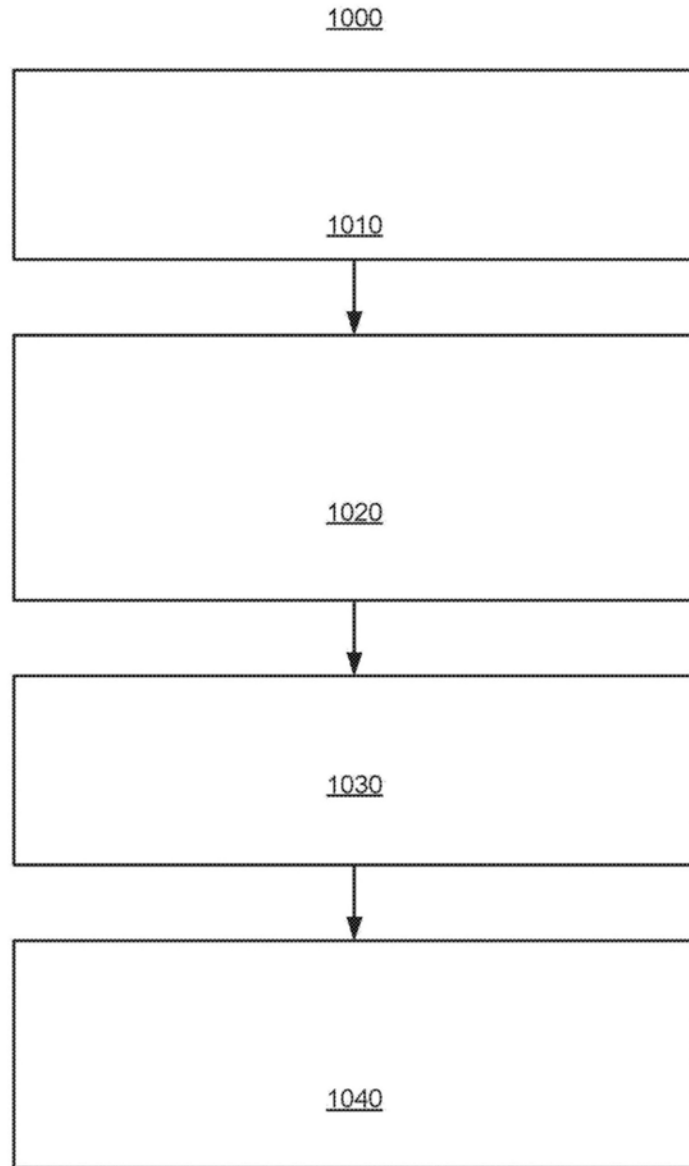
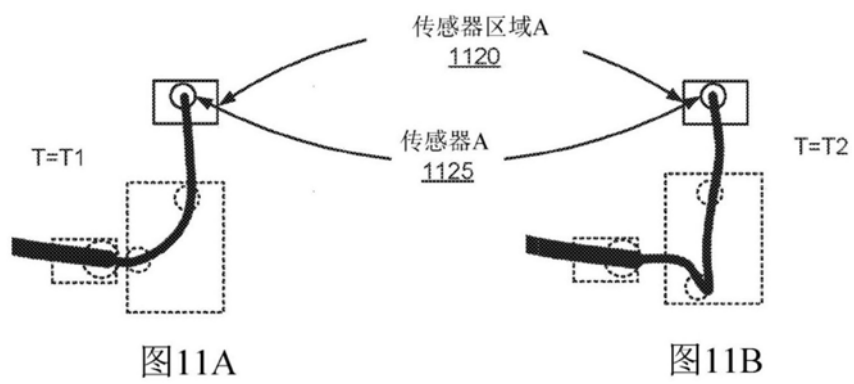
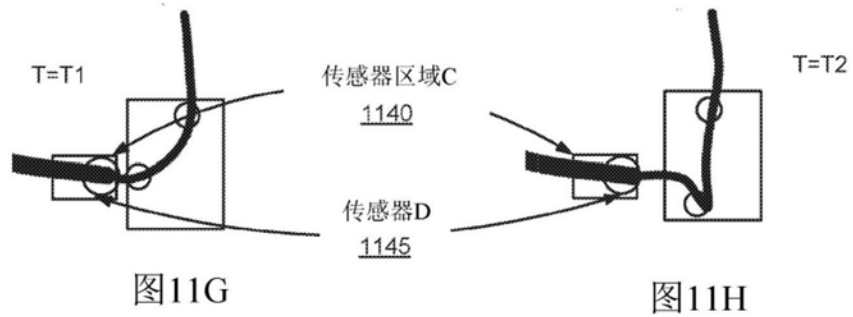
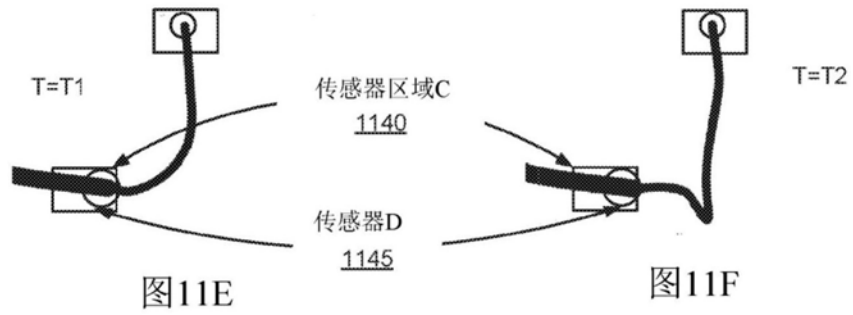
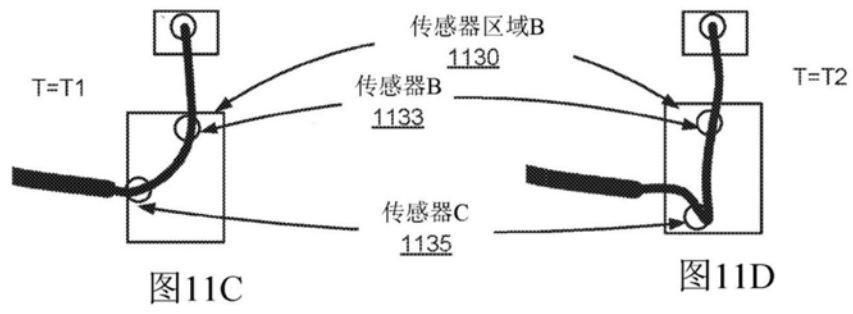


图10





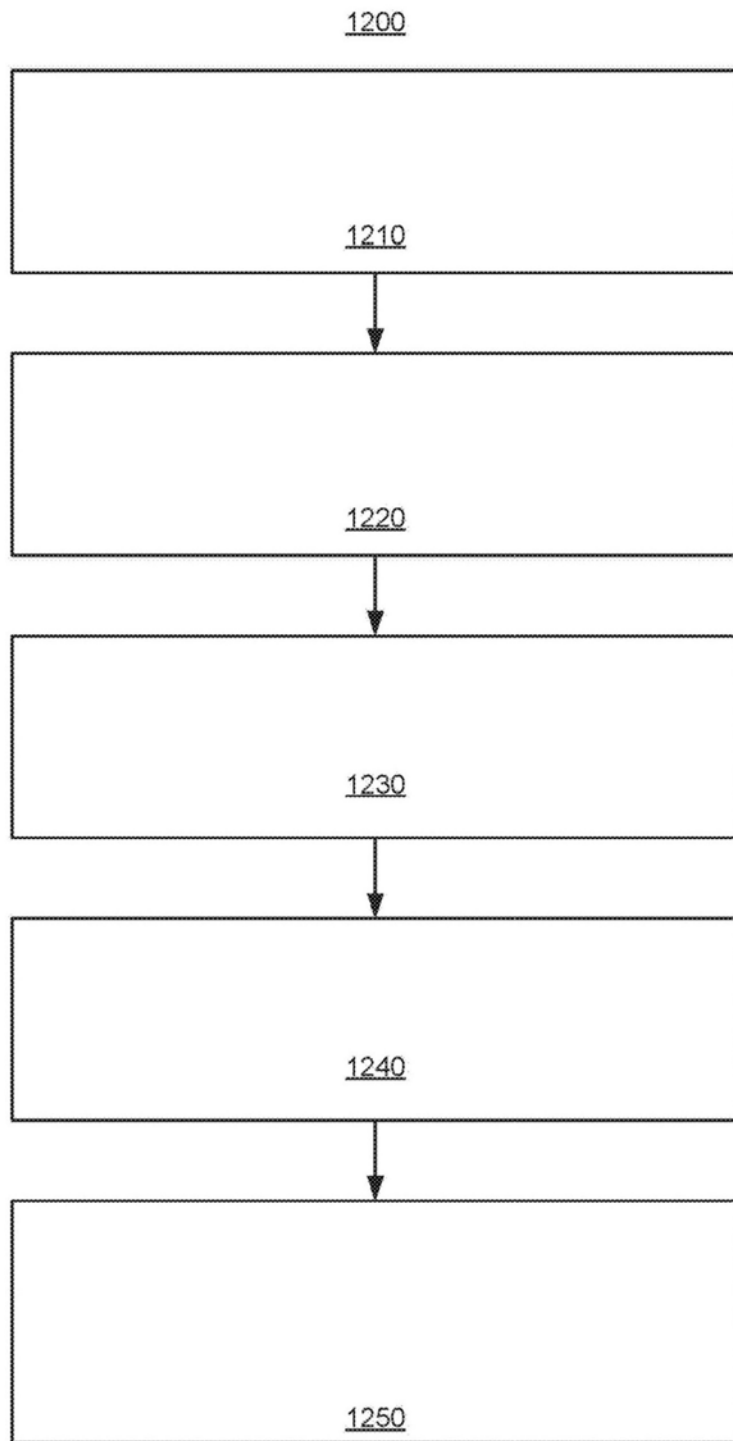


图12

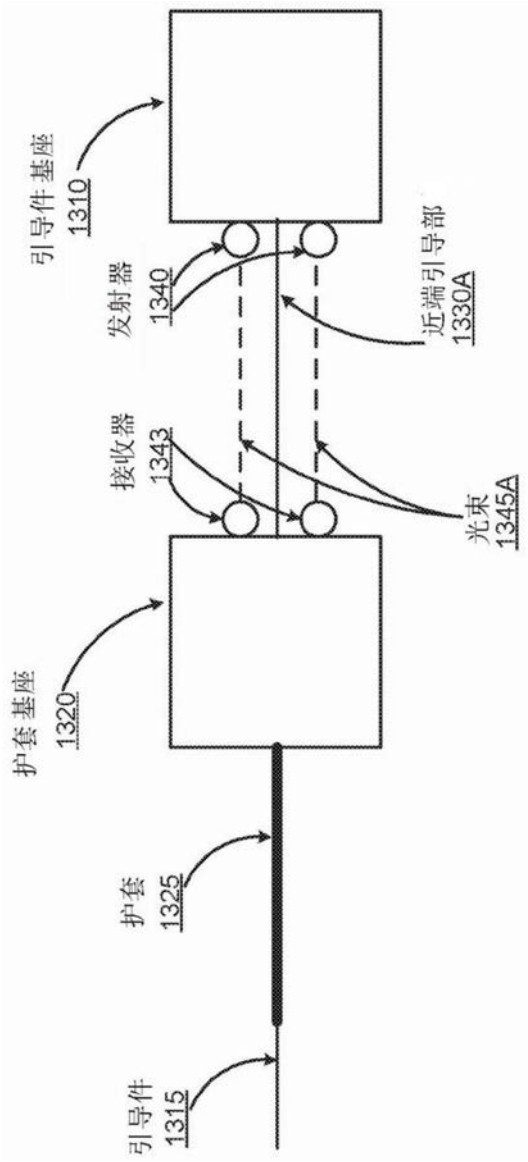


图13A

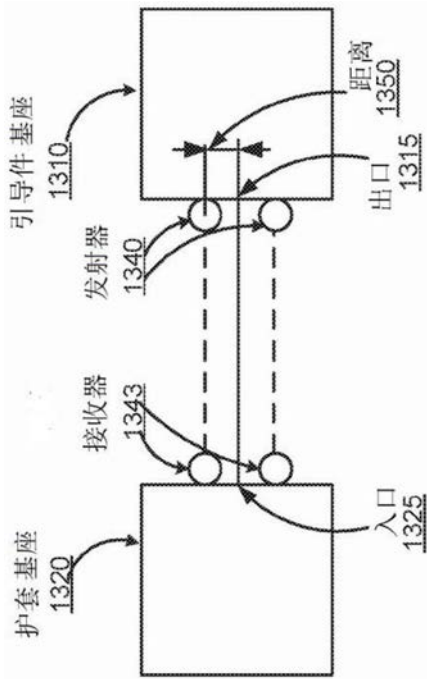


图13B

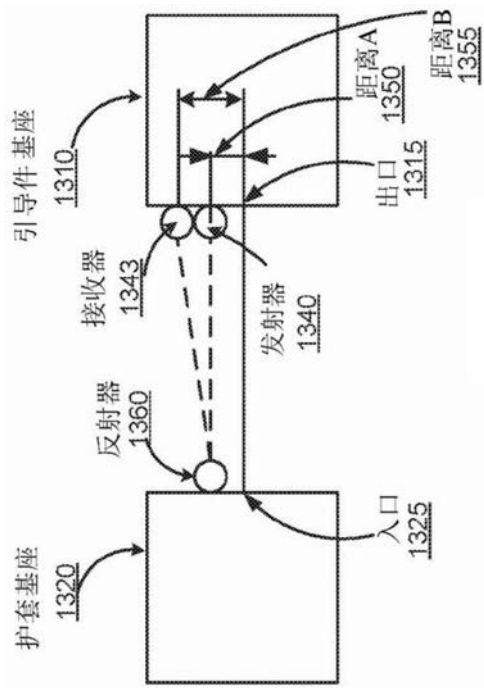


图13C

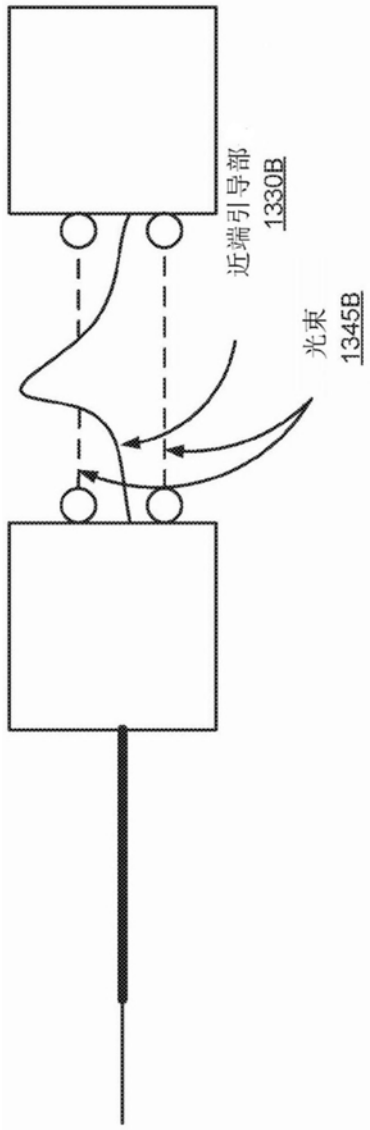


图13D

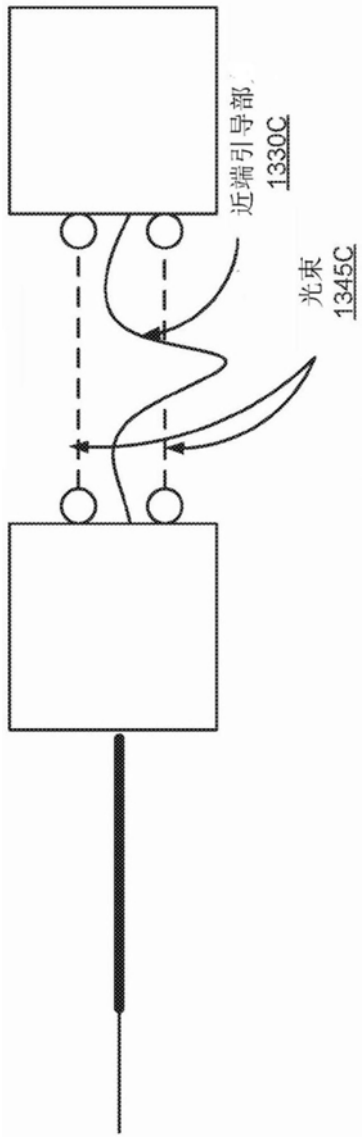


图13E

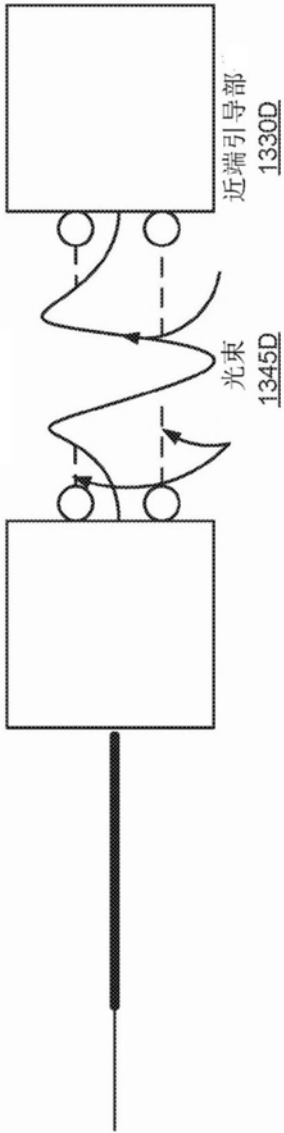


图13F

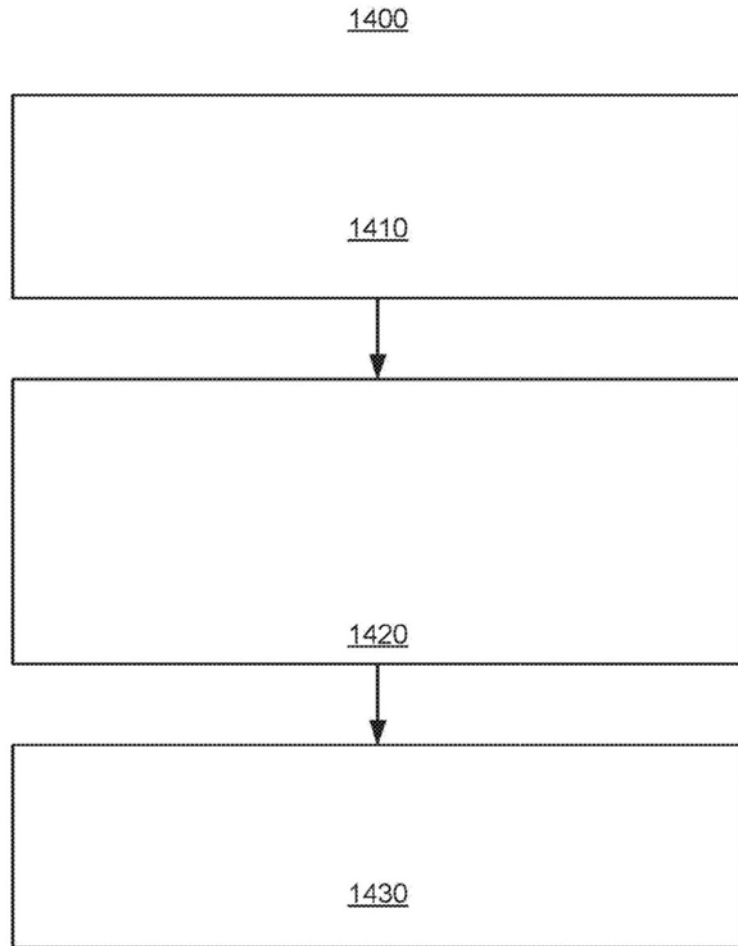


图14

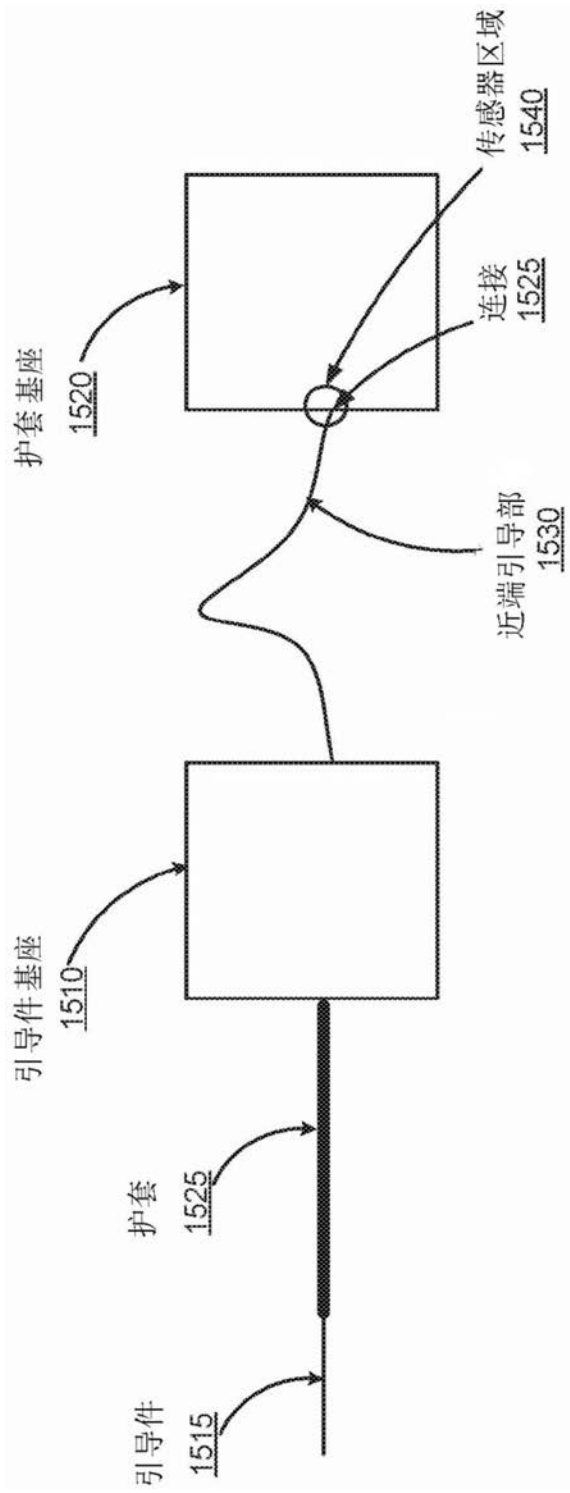


图15

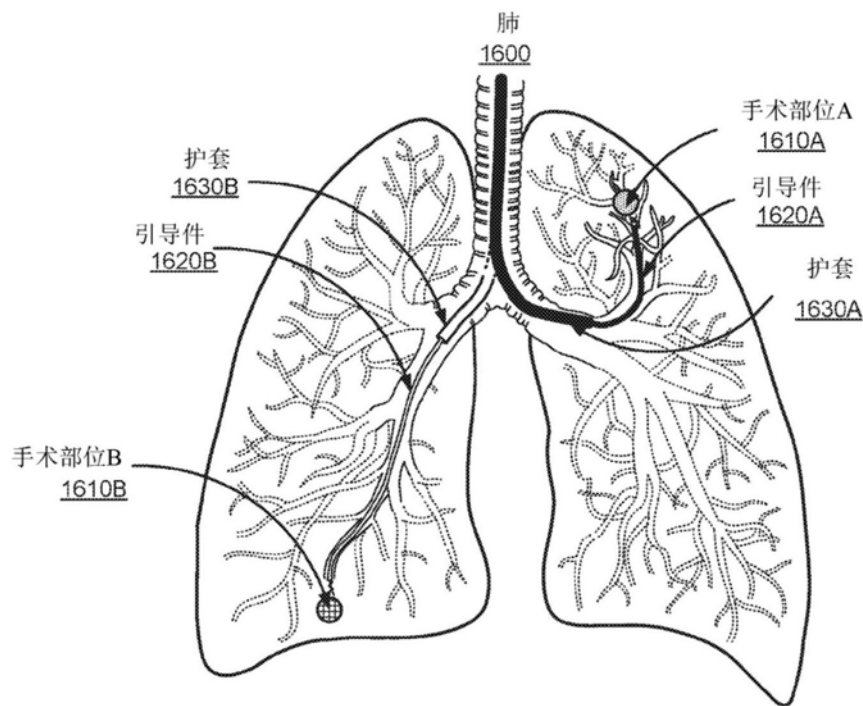


图16A

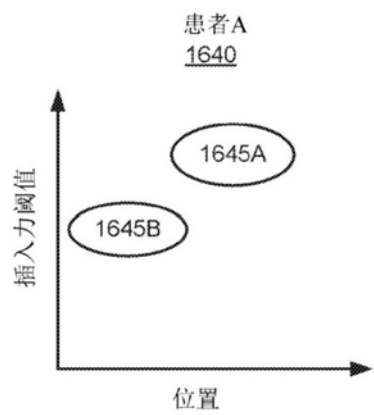


图16B

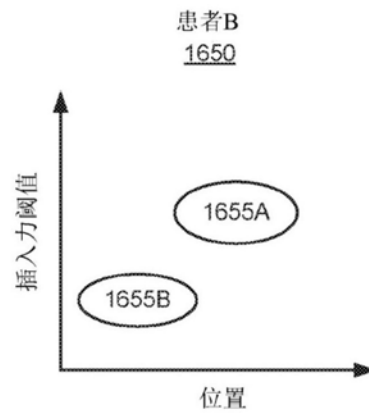


图16C

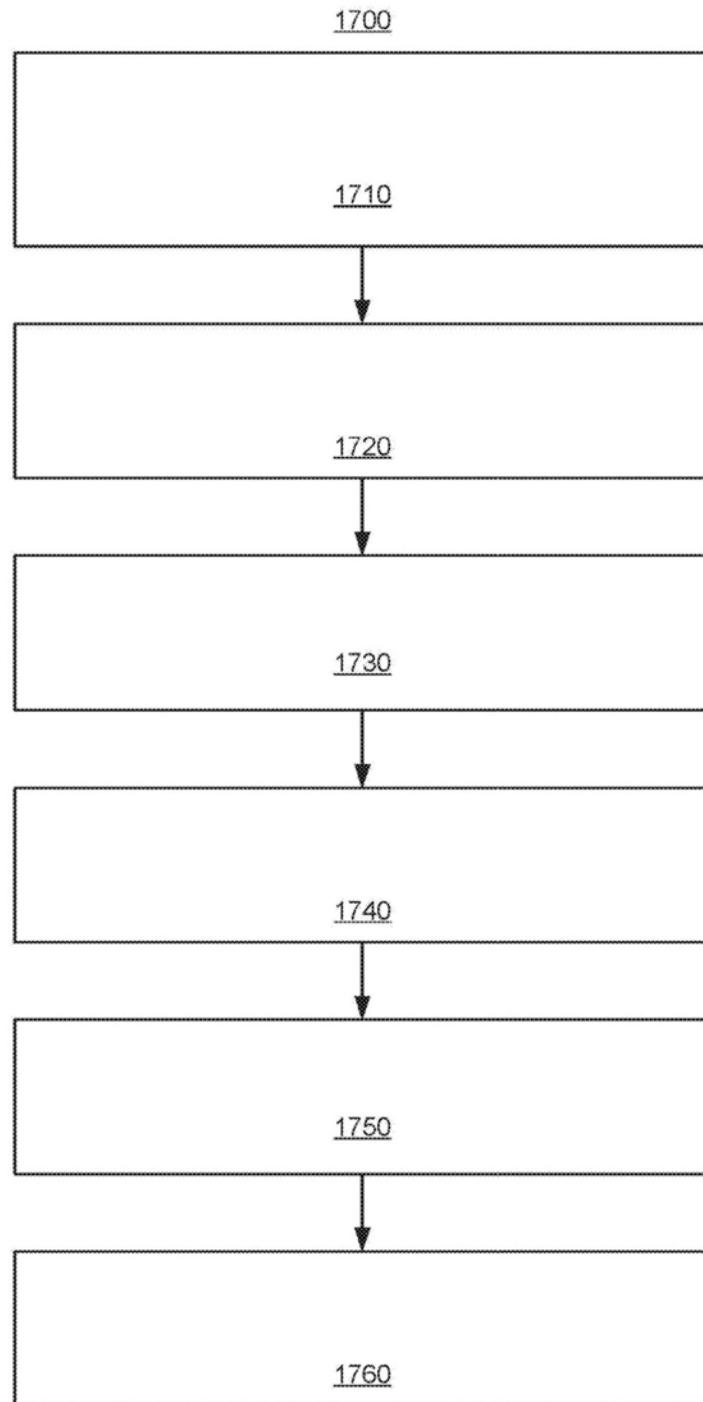


图17

专利名称(译)	用于柔性器械插入的装置		
公开(公告)号	CN108882966A	公开(公告)日	2018-11-23
申请号	CN201780021723.1	申请日	2017-12-27
发明人	大卫·P·努南 东·A·塔那卡		
IPC分类号	A61B34/30 B25J9/10 A61B34/00 A61M25/01		
CPC分类号	A61B34/30 A61B34/71 A61B2017/00809 A61B2017/22075 A61B2034/2055 A61B2034/2061 A61B2034/301 A61B2034/303 A61B2034/715 A61B2090/064 A61B2090/067 B25J9/1633 G05B2219/40223 G05B2219/45118		
代理人(译)	高岩 杨林森		
优先权	15/392868 2016-12-28 US 15/392917 2016-12-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种用于确定柔性器械是否已屈曲的机器人系统。该机器人系统包括包含细长体的医疗器械和控制器，在该细长体上具有传感器。控制器基于用于引导细长体的命令对从由传感器生成的传感器数据导出的测量状态与预期状态进行比较。响应于该比较大或小于阈值，系统确定细长体已屈曲。还描述了一种用于确定插入力阈值以避免施加过大力的机器人系统。控制器基于柔性器械的位置接收器械数据，访问患者数据，确定力阈值，接收由传感器检测到的力，将力与力阈值进行比较，以及当力超过阈值时，生成用于机器人系统的推荐信号。

