



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113712674 B

(45) 授权公告日 2023.05.09

(21) 申请号 202111070675.X

A61B 34/37 (2016.01)

(22) 申请日 2021.09.13

A61B 34/20 (2016.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61B 34/10 (2016.01)

申请公布号 CN 113712674 A

审查员 阳敏

(43) 申请公布日 2021.11.30

(73) 专利权人 上海微创微航机器人有限公司

地址 201203 上海市浦东新区中国(上海)

自由贸易试验区张东路1601号1幢2层

209室(实际楼层3层)

(72) 发明人 占雄 李自汉 张飘艺 王家寅

(74) 专利代理机构 上海思捷知识产权代理有限公司

公司 31295

专利代理师 许静

(51) Int. Cl.

G06F 3/01 (2006.01)

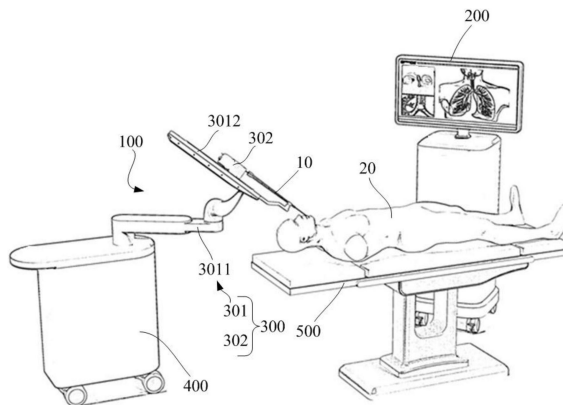
权利要求书3页 说明书20页 附图13页

(54) 发明名称

导管机器人及系统与控制方法、可读存储介质及电子设备

(57) 摘要

本发明涉及一种导管机器人及系统与控制方法、可读存储介质及电子设备,导管机器人包括通信的运动控制装置和运动执行装置;运动控制装置包括可读存储介质和处理器,所述处理器运行可读存储介质中的程序,当所述程序被运行时执行:向导管机器人输出主从控制指令;其中,所述导管机器人持有柔性导管;根据经确定的柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,以供导管机器人根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令,控制柔性导管在自然腔道内移动;其中,所述运动辅助指令用于调整柔性导管基于主从控制指令而执行的移动信息。本发明可使柔性导管操作更为灵活和方便,也更为安全和可靠。



1. 一种可读存储介质,其特征在于,存储有程序,当所述程序被运行时执行以下的步骤:

向一导管机器人输出主从控制指令;其中,所述导管机器人持有柔性导管;

根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,以供所述导管机器人根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令,控制所述柔性导管在所述自然腔道内移动;其中,所述运动辅助指令用于调整所述柔性导管基于所述主从控制指令而执行的移动信息;

还包括执行以下步骤:

检测所述移动信息是否符合预设要求,以得到相应的检测结果;其中,所述预设要求是基于与所述移动信息中的位置、形态、速度中的至少一种及其判断逻辑而确定的;以及,

根据所述柔性导管在同一路段所产生的运动辅助指令与主从控制指令的交替次数,确定在所述柔性导管位于所述同一路段期间输出主从控制指令。

2. 根据权利要求1所述的可读存储介质,其特征在于,所述移动信息包括柔性导管的当前移动速度、柔性导管的当前位置以及柔性导管的当前形态中的至少一种。

3. 根据权利要求1所述的可读存储介质,其特征在于,所述移动信息包括柔性导管在当前位置的形态;

所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:

根据所述柔性导管在当前位置的形态与所述自然腔道对应当前位置的自然形态之间的差异,生成用于调整所述柔性导管形态的运动辅助指令;

其中,所述自然形态是基于预先获取的所述自然腔道的三维解剖结构模型得到的。

4. 根据权利要求3所述的可读存储介质,其特征在于,所述可读存储介质还预存储一导航路径,其中,所述导航路径是利用所述三维解剖结构模型而模拟自然腔道的自然形态得到的,所述运动辅助指令是根据所述柔性导管在所述导航路径中的位置与所述导航路径之间的偏差得到的。

5. 根据权利要求3所述的可读存储介质,其特征在于,所述运动辅助指令用于调整柔性导管形态以改变其在所述自然腔道内移动的曲率;或者所述运动辅助指令用于调整柔性导管形态以改变其在所述自然腔道内的朝向。

6. 根据权利要求1所述的可读存储介质,其特征在于,所述移动信息包括柔性导管的当前移动速度;

所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:当所述当前移动速度超过预设值时,生成包含低于所述当前移动速度的运动辅助指令,以控制所述柔性导管降低移动速度。

7. 根据权利要求1所述的可读存储介质,其特征在于,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:

检测所述移动信息中的当前位置和当前速度,以确定所述柔性导管准备向所述自然腔道的其中一个通路分支方向移动;以及检测所述移动信息中的当前形态与预设的目标朝向之间的角度偏差;其中所述目标朝向表示使柔性导管对准所述自然腔道中的相应通路分支方向;

根据所述角度偏差,输出用于调整所述当前形态以对准所述通路分支方向的运动辅助指令,以控制所述柔性导管调整角度。

8. 根据权利要求7所述的存储介质,其特征在于,所述检测所述移动信息中的当前位置和当前移动速度,包括:

将所述移动信息中的当前位置映射到预先获取的所述自然腔道的三维解剖结构模型中的模型位置;以及依据所述模型位置确定所述柔性导管靠近其中一个通路分支;

检测所述移动信息中的当前移动速度的绝对值小于预设的速度阈值;以及,

检测所述移动信息中所述柔性导管的当前形态在主从控制指令的控制下朝向其中一个通路分支。

9. 根据权利要求7所述的存储介质,其特征在于,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,包括:当检测到所述柔性导管被调整至目标朝向后,输出主从控制指令以使所述柔性导管进入所述通路分支。

10. 根据权利要求1所述的存储介质,其特征在于,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:

检测所述移动信息中的当前位置,以确定所述柔性导管已进入所述自然腔道的其中一个通路分支;以及检测所述移动信息中的当前形态与所述通路分支之间的曲率偏差;

根据所述曲率偏差,输出用于调整所述当前形态以沿着所述通路分支的曲率移动的运动辅助指令。

11. 根据权利要求10所述的存储介质,其特征在于,所述检测所述移动信息中的当前位置,以确定所述柔性导管已进入所述自然腔道的其中一个通路分支,包括:

将所述当前位置映射到对应自然腔道的三维解剖结构模型中,以检测所述柔性导管是否位于相应通路分支的弯曲段;其中,所述曲率是基于所述弯曲段的弯曲程度而确定的。

12. 根据权利要求11所述的存储介质,其特征在于,所述曲率是基于预先获取的导航路径中对应所述弯曲段的路径曲率而确定的。

13. 根据权利要求11所述的存储介质,其特征在于,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,包括:当检测到所述柔性导管移动至所述通路分支的直线段后,输出主从控制指令以使所述柔性导管沿所述通路分支移动。

14. 一种导管机器人,其特征在于,包括通信连接的运动控制装置和运动执行装置;

所述运动控制装置包括如权利要求1-13中任一所述的存储介质,以及处理器;其中,所述处理器用于运行所述存储介质中的程序,以输出运动辅助指令或者主从控制指令;

所述运动执行装置被配置为根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令,控制所述柔性导管在自然腔道内移动。

15. 根据权利要求14所述的导管机器人,其特征在于,所述运动执行装置包括位姿调整单元和形态调整单元;

所述位姿调整单元包括调整臂,所述调整臂至少具有五个自由度,所述调整臂的末端与所述柔性导管连接,以驱动所述柔性导管运动来调整所述柔性导管的位置;

所述形态调整单元包括动力盒,所述动力盒设置在所述调整臂上,所述动力盒用于与
所述柔性导管的近端的器械盒传动连接,以调整所述柔性导管的形态。

16. 根据权利要求15所述的导管机器人,其特征在于,所述运动控制装置还包括传感单
元;

所述传感单元被配置为检测所述柔性导管在所述自然腔道内移动时的移动信息。

17. 一种导管机器人系统,包括通信连接的主端和从端,所述主端包括操作单元,其特
征在于,所述从端包括导管机器人;所述主端包括如权利要求1-13中任一所述的可读存储
介质和处理器;所述操作单元用于接受外界指令;所述处理器用于将所述外界指令转换
为主从控制指令,并将所述主从控制指令发送至所述导管机器人。

18. 根据权利要求17所述的导管机器人系统,其特征在于,所述主端还包括导航装置,
用于根据医学影像数据建立自然腔道的三维解剖结构模型,并根据所述三维解剖结构模
型创建模拟自然腔道的自然形态的导航路径,以给柔性导管移动提供参考。

19. 根据权利要求18所述的导管机器人系统,其特征在于,所述导航装置包括图像显示
单元,所述图像显示单元包括医学图像显示模块、内窥镜头图像显示模块和动画显示模
块;

所述医学图像显示模块用于显示所述三维解剖结构模型;

所述内窥镜头图像显示模块用于显示内窥镜反馈的图像,所述内窥镜设置在所述柔性
导管的末端;

所述动画显示模块用于以动态的方式实时显示所述柔性导管的形态,并将所述柔性导
管形态显示在所述三维解剖结构模型所对应的位置上。

20. 根据权利要求17所述的导管机器人系统,其特征在于,所述操作单元还用于检测用
户的启用或禁用交互指令,以控制所述导管机器人对应允许或禁止输出运动辅助指令。

21. 根据权利要求20所述的导管机器人系统,其特征在于,所述操作单元显示文字提示
信息,以及提供第一按键和第二按键;

所述文字提示信息用于提示是否开启运动辅助功能;

所述第一按键被配置为被触发时,向所述导管机器人发送开启运动辅助功能的指令,
且所述导管机器人允许选择性输出运动辅助指令;

所述第二按键被配置为被触发时,向所述导管机器人发送禁用运动辅助功能的指令,
且所述导管机器人根据主从控制指令对柔性导管进行驱动。

22. 一种电子设备,其特征在于,包括处理器和存储器,所述存储器包括如权利要求1至
13中任一所述的可读存储介质,所述存储器上存储有程序,所述程序用于被所述处理器执
行。

导管机器人及系统与控制方法、可读存储介质及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,特别涉及一种导管机器人、导管机器人系统、可读存储介质、电子设备以及用于导管机器人的控制方法。

背景技术

[0002] 支气管镜是一种经口或鼻置入患者下呼吸道的医疗器械,常用于做肺叶、段及亚段支气管病变的观察、活检采样、细菌学和细胞学检查。利用支气管镜对病灶所在下呼吸道肺叶进行肺泡灌洗治疗和检查,可以有效提高传染性呼吸道疾病的检出率与准确度。特别对于呼吸道传染病、肺癌早期等疾病,常集中于下呼吸道,通过下呼吸道肺泡灌洗所获取的标本的核酸检测准确度高于咽拭子检测所获取的标本。而利用支气管镜直接对肺部进行的灌洗治疗也可缓解下呼吸道的症状。

[0003] 支气管镜诊治过程大多利用医学影像信息辅助支气管镜运动。目前利用医学影像信息辅助支气管镜运动(或导航)主要有两种形式:

[0004] (1) 视觉标记:利用基于医学影像生成的支气管中心线(非光滑的折线)辅助支气管镜运动,并在图像导航中,利用支气管分岔处设置视觉标记,以实时提醒操作者下一步的路径选择;

[0005] (2) 三维模型显示:利用医学影像重建出支气管的三维解剖结构模型,并结合导管实时的位姿和形状信息,实时显示两者之间的相对空间关系,通过观察该相对空间关系,操作者做出下一步的导管运动决策。

[0006] 支气管镜机器人大多为操作者提供可主从控制的人机交互装置,并凭借视觉(如内窥镜、三维解剖结构模型、视觉标记等)与经验操作,实现导管运动控制。但是,在主控操作过程中,容易出现因操作者的主动操作而导致映射到导管末端行为出现异常。比如在弯曲的空间内导管末端受主从控制而产生姿态异常等。

发明内容

[0007] 为了解决现有技术中所存在的技术问题,本发明的目的在于提供一种导管机器人、导管机器人系统、可读存储介质、电子设备以及用于导管机器人的控制方法,能够使导管机器人执行运动辅助指令来辅助操作者操控导管运动,可使柔性导管操作更为灵活和方便,也更为安全和可靠。

[0008] 为实现上述目的,根据本发明的第一个方面,提供一种可读存储介质,存储有程序,当所述程序被运行时执行以下的步骤:

[0009] 向一导管机器人输出主从控制指令;其中,所述导管机器人持有柔性导管;

[0010] 根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,以供所述导管机器人根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令,控制所述柔性导管在所述自然腔道内移动;

[0011] 其中,所述运动辅助指令用于调整所述柔性导管基于所述主从控制指令而执行的

移动信息。

[0012] 可选地,所述移动信息包括柔性导管的当前移动速度、柔性导管的当前位置以及柔性导管的当前形态中的至少一种。

[0013] 可选地,还包括执行以下步骤至少一种:

[0014] 检测所述移动信息是否符合预设要求,以得到相应的检测结果;其中,所述预设要求是基于与所述移动信息中的位置、形态、速度中的至少一种及其判断逻辑而确定的;以及,

[0015] 根据所述柔性导管在同一路段所产生的运动辅助指令与主从控制指令的交替次数,确定在所述柔性导管位于所述同一路段期间,输出主从控制指令。

[0016] 可选地,所述移动信息包括柔性导管在当前位置的形态;

[0017] 所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:

[0018] 根据所述柔性导管在当前位置的形态与所述自然腔道对应当前位置的自然形态之间的差异,生成用于调整所述柔性导管形态的运动辅助指令;

[0019] 其中,所述自然形态是基于预先获取的所述自然腔道的三维解剖结构模型得到的。

[0020] 可选地,所述可读存储介质还预存储一导航路径,其中,所述导航路径是利用所述三维解剖结构模型而模拟自然腔道的自然形态得到的,所述运动辅助指令是根据所述柔性导管在所述导航路径中的位置与所述导航路径之间的偏差得到的。

[0021] 可选地,所述运动辅助指令用于调整柔性导管形态以改变其在所述自然腔道内移动的曲率;或者所述运动辅助指令用于调整柔性导管形态以改变其在所述自然腔道内的朝向。

[0022] 可选地,所述移动信息包括柔性导管的当前移动速度;

[0023] 所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:当所述当前移动速度超过预设值时,生成包含低于所述当前移动速度的运动辅助指令,以控制所述柔性导管降低移动速度。

[0024] 可选地,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:

[0025] 检测所述移动信息中的当前位置和当前速度,以确定所述柔性导管准备向所述自然腔道的其中一个通路分支方向移动;以及检测所述移动信息中的当前形态与预设的目标朝向之间的角度偏差;其中所述目标朝向表示使柔性导管对准所述自然腔道的中的相应通路分支方向;

[0026] 根据所述角度偏差,输出用于调整所述当前形态以对准所述通路分支方向的运动辅助指令,以控制所述柔性导管调整角度。

[0027] 可选地,所述检测所述移动信息中的当前位置和当前移动速度,包括:

[0028] 将所述移动信息中的当前位置映射到预先获取的所述自然腔道的三维解剖结构模型中的模型位置;以及依据所述模型位置确定所述柔性导管靠近其中一个通路分支;

[0029] 检测所述移动信息中的当前移动速度的绝对值小于预设的速度阈值;以及,

[0030] 检测所述移动信息中所述柔性导管的当前形态在主从控制指令的控制下朝向其

中一个通路分支。

[0031] 可选地,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,包括:当检测到所述柔性导管被调整至目标朝向后,输出主从控制指令以使所述柔性导管进入所述通路分支。

[0032] 可选地,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令,包括:

[0033] 检测所述移动信息中的当前位置,以确定所述柔性导管已进入所述自然腔道的其中一个通路分支;以及检测所述移动信息中的当前形态与所述通路分支之间的曲率偏差;

[0034] 根据所述曲率偏差,输出用于调整所述当前形态以沿着所述通路分支的曲率移动的运动辅助指令。

[0035] 可选地,所述检测所述移动信息中的当前位置,以确定所述柔性导管已进入所述自然腔道的其中一个通路分支,包括:

[0036] 将所述当前位置映射到对应自然腔道的三维解剖结构模型中,以检测所述柔性导管是否位于相应通路分支的弯曲段;其中,所述曲率是基于所述弯曲段的弯曲程度而确定的。

[0037] 可选地,所述曲率是基于预先获取的导航路径中对应所述弯曲段的路径曲率而确定的。

[0038] 可选地,所述根据经确定的所述柔性导管在自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,包括:当检测到所述柔性导管移动至所述通路分支的直线段后,输出主从控制指令以使所述柔性导管沿所述通路分支移动。

[0039] 为实现上述目的,根据本发明的第二个方面,提供一种导管机器人,包括通信连接的运动控制装置和运动执行装置;

[0040] 所述运动控制装置包括任一所述的可读存储介质以及处理器;其中,所述处理器用于运行所述可读存储介质中的程序,以输出运动辅助指令或者主从控制指令;

[0041] 所述运动执行装置被配置为根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令,控制所述柔性导管在自然腔道内移动。

[0042] 可选地,所述运动执行装置包括位姿调整单元和形态调整单元;

[0043] 所述位姿调整单元包括调整臂,所述调整臂至少具有五个自由度,所述调整臂的末端与所述柔性导管连接,以驱动所述柔性导管运动来调整所述柔性导管的位置;

[0044] 所述形态调整单元包括动力盒,所述动力盒设置在所述调整臂上,所述动力盒用于与所述柔性导管的近端的器械盒传动连接,以调整所述柔性导管的形态。

[0045] 可选地,所述运动控制装置还包括传感单元;

[0046] 所述传感单元被配置为检测所述柔性导管在所述自然腔道内移动时的移动信息。

[0047] 为实现上述目的,根据本发明的第三个方面,提供一种导管机器人系统,包括通信连接的主端和从端,所述主端包括操作单元,所述从端包括导管机器人;所述主端包括任一所述的可读存储介质和处理器;所述操作单元用于接受外界指令;所述处理器用于将所述外界指令转换为主从控制指令,并将所述主从控制指令发送至所述导管机器人。

[0048] 可选地,所述主端还包括导航装置,用于根据医学影像数据建立自然腔道的三维解剖结构模型,并根据所述三维解剖结构模型创建模拟自然腔道的自然形态的导航路径,

以给柔性导管移动提供参考。

[0049] 可选地,所述导航装置包括图像显示单元,所述图像显示单元包括医学图像显示模块、内窥镜图像显示模块和动画显示模块;

[0050] 所述医学图像显示模块用于显示所述三维解剖结构模型;

[0051] 所述内窥镜图像显示模块用于显示内窥镜反馈的图像,所述内窥镜设置在所述柔性导管的末端;

[0052] 所述动画显示模块用于以动态的方式实时显示所述柔性导管的形态,并将所述柔性导管形态显示在所述三维解剖结构模型所对应的位置上。

[0053] 可选地,所述操作单元还用于检测用户的启用或禁用交互指令,以控制所述导管机器人对应允许或禁止输出运动辅助指令。

[0054] 可选地,所述操作单元显示文字提示信息,以及提供第一按键和第二按键;

[0055] 所述文字提示信息用于提示是否开启运动辅助功能;

[0056] 所述第一按键被配置为被触发时,向所述导管机器人发送开启运动辅助功能的指令,且所述导管机器人允许选择性输出运动辅助指令;

[0057] 所述第二按键被配置为被触发时,向所述导管机器人发送禁用运动辅助功能的指令,且所述导管机器人根据主从控制指令对柔性导管进行驱动。

[0058] 为实现上述目的,根据本发明的第四个方面,提供一种电子设备,包括处理器和存储器,所述存储器包括任一所述的可读存储介质,所述存储器上存储有程序,所述程序用于被所述处理器执行。

[0059] 为实现上述目的,根据本发明的第五个方面,提供一种用于导管机器人的控制方法,其中,所述导管机器人用于控制柔性导管移动,其特征在于,所述控制方法包括:

[0060] 获取用于反映柔性导管在自然腔道所提供的空间内移动的移动信息;

[0061] 根据所述自然腔道的三维解剖结构模型,对所述移动信息进行检测;

[0062] 根据所得到的检测结果,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,以供所述导管机器人根据主从控制指令或运动辅助指令,驱动所述柔性导管移动;

[0063] 其中,所述运动辅助指令用于调整所述柔性导管基于所述主从控制指令而执行的移动信息。

[0064] 本发明提供的导管机器人、导管机器人系统、可读存储介质、电子设备以及用于导管机器人的控制方法具有如下优点:

[0065] 第一、当操作者借助导管机器人实施主从控制操作,以驱动柔性导管在自然腔道如支气管等所形成的空间内移动时,可通过导管机器人在主从控制和运动辅助控制之间来回切换,实现导管按照操作者的操作意图在空间内稳妥移动。其中,运动辅助可以执行对应于操作者意图的导管操作,从而分担操作者决策和操作负担,使手术更为灵活和方便,而且运动辅助可以避免主从控制过程中的不安全因素,如导管移动速度过大、导管弯曲不合理容易损伤腔道壁等。如导管机器人在操作者主从控制操作柔性导管移动的过程中,可以实时检测柔性导管的移动信息,如形态、速度和形态等移动信息,如果柔性导管在沿路径移动至支气管的岔路口时,导管机器人可以辅助操作使柔性导管对准岔路口,或者柔性导管从岔路口进入直线段时,导管机器人可以辅助操作使柔性导管能够在支气管的岔路附近沿路径通过等,从而使导管操作更为方便,也更为精准、安全和可靠。

[0066] 第二、当操作者主从操控柔性导管如在支气管内移动过程中,柔性导管需要从分岔进入支气管的直线段时,导管机器人能够根据柔性导管在当前位置的形态与其当前在支气管所处位置的自然形态之间的差异,生成调整形态的运动辅助指令,从而由导管机器人辅助操作者控制柔性导管的移动,使柔性导管能够快速、平滑和顺畅地由分岔进入支气管的直线段,该方式使手术过程中柔性导管的运动更顺应自然腔道的自然形态,更快速、平滑和顺畅地通过人体解剖结构到达病灶部位(如肺结节),并减少柔性导管对解剖结构的接触或摩擦,降低治疗过程中对解剖结构的误伤害,降低手术风险。

[0067] 第三、当操作者主从操控柔性导管如在支气管内移动过程中,柔性导管需要从支气管的直线段进入下一级分岔口时,导管机器人能够根据操作者的主从操作意图来辅助柔性导管对准下一级分岔口,从而降低操作者操作难度,缩短手术时间,尤其导管机器人在辅助调整柔性导管的朝向后,导管机器人也能够根据操作者的主从操作意图主动退出运动辅助模式,从而在运动辅助模式和主从控制模式之前切换,该方式更为灵活和方便。

附图说明

[0068] 本发明的实施方式以及相关实施例的特征、性质和优势将通过结合下列附图进行描述,其中:

[0069] 图1是本发明优选实施例的导管机器人系统的结构框图;

[0070] 图2是本发明优选实施例的导管机器人系统的应用场景示意图;

[0071] 图3是本发明优选实施例的导管机器人设置于手术台车上的结构示意图;

[0072] 图4是本发明优选实施例的导航装置的结构示意图;

[0073] 图5是本发明优选实施例的导管机器人系统的总体流程图;

[0074] 图6是本发明优选实施例的在支气管的三维解剖结构模型上创建柔性导管运动初始路径的原理图;

[0075] 图7是本发明优选实施例的在支气管的三维解剖结构模型上创建第一种光滑的导航路径的原理图;

[0076] 图8是本发明优选实施例的在支气管的三维解剖结构模型上创建第二种光滑的导航路径的原理图;

[0077] 图9a是本发明对比实施例的通过初始路径辅助柔性导管运动的状态图;

[0078] 图9b是本发明优选实施例的通过光滑的导航路径辅助柔性导管运动的状态图;

[0079] 图10是本发明优选实施例的将支气管的三维解剖结构模型与病人肺部特征进行配准的流程图;

[0080] 图11是本发明优选实施例的柔性导管辅助运动的流程图;

[0081] 图12是本发明优选实施例的人机交互界面的示意图;

[0082] 图13是本发明优选实施例的调整曲率的操作原理图;

[0083] 图14是本发明优选实施例的调整曲率的流程图;

[0084] 图15是本发明优选实施例的调整朝向的操作原理图;

[0085] 图16是本发明优选实施例的调整朝向的流程图;

[0086] 图17是本发明优选实施例的通过三点估算柔性导管的弯曲形态的原理图;

[0087] 图18是本发明优选实施例的通过形状传感器点列信息估算柔性导管的弯曲形态

的原理图。

[0088] 附图标记说明如下：

[0089] 100-运动控制装置；

[0090] 101-处理单元；102-传感单元；1021-磁场发生器；1022-磁传感器；103-存储单元；

[0091] 200-导航装置；

[0092] 201-图像显示单元；202-医学图像显示模块；203-内窥镜头图像显示模块；204-动画显示模块；205-图像台车；206-人机交互界面；207-第一按键；208-第二按键；

[0093] 300-运动执行装置；301-位姿调整单元；3011-调整臂；3012-移动关节；302-位姿微调单元；

[0094] 400-手术台车；500-病床；600-传感单元支撑结构；

[0095] 10-柔性导管；

[0096] 11-被动可弯部分；12-主动可弯部分；

[0097] 20-病人；

[0098] S0-初始路径；S1-第一种光滑的导航路径；S2-第二种光滑的导航路径。

具体实施方式

[0099] 以下将结合本发明实施例中的附图，对本发明优选实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0100] 如在本发明中所使用的，单数形式“一”、“一个”以及“该”包括复数对象，除非内容另外明确指出外。如在本发明中所使用的，术语“或”通常是以包括“和/或”的含义而进行使用的，除非内容另外明确指出外。如在本发明中所使用的，术语“若干”通常是以包括“至少一个”的含义而进行使用的，除非内容另外明确指出外。如在本发明中所使用的，术语“至少两个”通常是以包括“两个或两个以上”的含义而进行使用的，除非内容另外明确指出外。此外，术语“第一”、“第二”仅用于描述目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此，限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括一个或者至少两个该特征。另外，术语“末端”或“远端”通常是指远离器械操作者的一端。

[0101] 下述实施例以支气管为解剖结构例对本发明做进一步阐述，但是应理解本发明不限于支气管，如还可以是其他解剖结构，如肠道或胃等解剖结构。

[0102] 图1示出了本发明优选实施例的导管机器人系统的结构框图。如图1所示，本实施例提供一种导管机器人系统，包括通信连接的主端和从端。其中，主端和从端可配置独立的计算设备，或者共用同一计算设备。所述主端包括操作单元，进一步还包括导航装置200；所述操作单元用于接受外界指令；所述主端还包括可读存储介质和处理器；所述主端的处理器用于将所述外界指令转换为主从控制指令，所述主从控制指令包括运动信息和主从映射关系。所述从端包括导管机器人，所述主端的处理器将所述主从控制指令发送至所述导管机器人。所述导管机器人包括通信连接的运动控制装置100和运动执行装置300。所述运动控制装置100包括可读存储介质以及处理器，所述运动控制装置100的处理器用于运行可读存储介质中的程序，以输出运动辅助指令或主从控制指令。所述运动执行装置300根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令，控制导管机器人的柔性导管10在自然腔道内移动。所

述自然腔道例如为支气管。

[0103] 更详细地,所述运动控制装置100的处理器用于根据所述主端的处理器所发送的运动信息和预设的主从映射关系,输出主从控制指令,以控制运动执行装置300执行主从控制指令来驱动柔性导管10在自然腔道内移动。例如,所述运动控制装置100根据获取的操作单元的移动速度,控制运动执行装置300以驱动柔性导管10移动,并根据获取的操作单元的转动角度或转动速度,控制运动执行装置300以驱动柔性导管10转动,还可根据获取的操作单元的弯曲角度或弯曲方向,控制运动执行装置300以驱动柔性导管10弯曲。操作者及主端优选与从端位于不同的房间,以实现操作者与患者的物理隔离。

[0104] 所述主端和从端两者也可分置在不同医院,不同地区,通过远程通信技术通信连接。如此,在呼吸道疾病诊断和治疗过程中,操作者在另外一个房间、另一个医院或另外一个城市根据内窥镜采集的图像信息完成所需要的手术操作,而运动执行装置300复现操作者的所有动作,由此实现操作者与患者在手术过程中的物理隔离。

[0105] 进一步,所述操作单元用于接受操作者的位置指令、形态指令、和/或速度指令,并通过主端的处理器向所述导管机器人反馈位置信息、形态信息、和/或速度信息。其中,形态又称姿态、转弯角度等,用于表示导管末端在一坐标系内的角度、或相对于初始姿态的偏转角度等。所述导管机器人具体用于对所述接收到的位置信息、形态信息、和/或速度信息进行主从映射计算,以输出主从控制指令,主从控制指令可包括期望的柔性导管末端的位置、形态、和/或速度,并据此控制运动执行装置300,驱使柔性导管10按照期望的速度和/或位置运动到期望位置,并使柔性导管10的末端达到自然腔道中期望的位姿和形态。本申请对柔性导管10的种类和尺寸没有特别的限制。其中,所述柔性导管10的末端设置有内窥镜,所述内窥镜用于获取自然腔道内的图像,并可进一步反馈至导航装置200。所述柔性导管10的末端还设有磁感应器,用于提供在磁场环境内的位置信息,并可进一步反馈至导航装置200。

[0106] 图2示出了本发明优选实施例的导管机器人系统的应用场景示意图。如图2所示,所述从端进一步包括手术台车400。所述运动执行装置300包括调整臂3011,设置在手术台车400上。通过手术台车400可实现导管机器人在手术室内的大范围移动,使手术过程更为方便。所述从端还可包括其他辅助设备,如病床500,病床500负责支撑和调整病人20的高度。所述主端通过操作单元实现对病床500上的病人20进行手术,例如微创手术治疗。

[0107] 以为实现观察、诊断、活检、治疗肺部结节等目的为例,所述导航装置200被配置为根据术前医学影像数据生成自然腔道的三维解剖结构模型,并用于根据自然腔道的三维解剖结构模型,规划出到达病灶部位(如肺结节)的导航路径。操作单元根据其主从控制关系,将操作者对操作单元的操作信息转换为柔性导管的末端的主从控制指令,并传输至运动控制装置100,所述运动控制装置100根据所述主从控制指令向运动执行装置300输出驱动信号,使运动执行装置300根据主从控制指令控制柔性导管10在自然腔道内的移动方式。例如,操作者可根据导航路径进行操作,使得柔性导管10沿着规划的导航路径在自然腔道内移动。又如,操作者可依照内窥镜所提供的图像对柔性导管10进行操作,使得内窥镜可提供柔性导管10在自然腔道中的同一位置处且不同方向的图像。

[0108] 由上述各示例可见,操作者对柔性导管10的控制方式是多样的。与之对应地,人体的自然腔道所提供的空间是复杂的,如支气管分岔繁多,结构曲线复杂等。操作者利用主从

控制映射关系,操作柔性导管10运动过程中,无论采用柔性导管末端的内窥镜来观察自然腔道内部局部场景,还是借助于导航路径来控制柔性导管末端的姿态,都存在导管末端移动速度不当、或方向失控等问题。例如,内窥镜提供的图像,可能因其位置位于自然腔道的转弯空间段内,其视野是受限的,操作者无法获知柔性导管当前位置所对应的自然腔道的转弯空间段的空间形态等全面信息,这使得操作者在操作柔性导管过程中难以快速做出最佳或正确的导管运动决策,导致柔性导管10在移动时发生卡顿、堵塞和方向控制失效等问题。

[0109] 为此,本发明的导管机器人除具有主从控制模式外,还具有运动辅助模式。其中,在主从控制模式下,所述导管机器人根据主从控制指令,来控制柔性导管10在自然腔道内的移动方式;在运动辅助模式下,所述导管机器人根据运动辅助指令,来控制柔性导管10在自然腔道内的移动方式。为此,本申请提供一种用于导管机器人的控制方法。其中,所述控制方法可以由导管机器人中的运动控制装置100执行,并借由运动控制装置100和运动执行装置300协同工作,对柔性导管末端进行控制操作;也可以由导航机器人系统的主端中的计算机设备通过与导管机器人的信息交互来执行。

[0110] 在导管机器人执行的示例中,所述运动控制装置100向所述运动执行装置300输出主从控制指令;以及根据经确定的所述柔性导管在所述自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,以供所述运动执行装置300根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令,控制所述柔性导管在所述自然腔道内移动;其中,所述运动辅助指令用于调整所述柔性导管基于所述主从控制指令而执行的移动信息。

[0111] 在导管机器人系统执行的示例中,所述主端执行以下步骤:向导管机器人输出主从控制指令;以及根据经确定的所述柔性导管在所述自然腔道内移动的移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,以供所述导管机器人根据所接收的主从控制指令或运动辅助指令,控制所述柔性导管在所述自然腔道内移动;其中,所述运动辅助指令用于调整所述柔性导管基于所述主从控制指令而执行的移动信息。其中,所述导管机器人中的运动控制装置100将所接收的主从控制指令或运动辅助指令转换为可供运动执行装置300识别的主从控制指令或运动辅助指令。

[0112] 所需理解,以上移动信息为柔性导管10的末端的移动信息,移动信息可包括柔性导管的当前移动速度、当前位置、当前形态等的一种或多种信息。所述移动信息可以是利用配置在柔性导管末端的传感器提供的,或者根据导管机器人驱动导管移动的驱动数据而计算得到的。在主从控制模式期间,移动信息(又称第一移动信息)反映柔性导管的末端依据操作者的操作而移动的信息;在运动辅助模式期间,移动信息(又称第二移动信息)反映柔性导管的末端依据运动控制装置100的控制而移动的信息。

[0113] 如此构造,当操作者操作柔性导管10在自然腔道内移动的过程中,可通过导管机器人在主从控制模式和运动辅助模式之间来回切换,其中运动辅助模式可以执行与操作者意图相匹配且使得柔性导管末端的移动符合导航路径的导管操作,从而分担操作者决策和操作负担,使手术更为灵活和方便,而且运动辅助模式可以避免主从控制模式过程中的不安全因素,如柔性导管移动速度过大、导管弯曲不合理而造成的对自然腔道的腔道壁造成的伤害等,使得手术过程更为安全和可靠。更详细地,当操作者操作柔性导管10在自然腔道内移动的过程中,所述导管机器人可以实时检测柔性导管10的移动信息,如姿态、速度等移

动信息,如果柔性导管10在沿导航路径移动至自然腔道的岔路口(又叫分岔口)时,导管机器人可以辅助医生操作使柔性导管10对准分岔口,或者柔性导管10从分岔口进入自然腔道的直线段时,导管机器人还可以辅助医生操作,使柔性导管10能够在自然腔道中包含分岔口的路段附近沿规划的导航路径通过并顺利进入直线段,这些使柔性导管操作更为方便,也更为精准、安全和可靠。

[0114] 在一些示例中,操作者为了更仔细地观察自然腔道上某一位置周围的图像,操作者在主从模式下控制柔性导管末端转动。该种操作可能会触发运动控制装置100的运动辅助模式的切换条件。为了减少运动辅助模式对操作者的干扰,运动控制装置100根据柔性导管10在同一路段所产生的运动辅助指令与主从控制指令的交替次数,确定在所述柔性导管位于所述同一路段期间输出主从控制指令,即根据交替次数来输出主从控制指令。

[0115] 以自然腔道为支气管为例,柔性导管10在导管机器人的控制下,在支气管所提供的空间内移动过程中,医生在柔性导管末端位于某一位置路段时,如位于支气管的分岔路口附近,或者位于:根据三维解剖结构模型中标记有病灶或疑似病灶的位置而映射到支气管的相应位置附近,医生通过内窥镜提供的图像来观察相应位置路段的信息,以方便医生对患者进行准确诊断。为此,当导管机器人在依据主从控制指令而检测到导管末端的移动信息符合切换条件时,转入运动辅助模式,并输出运动辅助指令,以调整柔性导管末端的形态,在调整之后,再次转入主从控制模式,以接收操作者的操控。该种往复切换,将依据医生的需求而在同一路段进行出现多次交替。导管机器人当检测到移动信息中的位置、速度,和上述交替次数达到了放弃切换的条件时,导管机器人以主从控制模式控制柔性导管末端的形态,直至所检测到的移动信息中的位置、速度不满足上述放弃切换的条件。

[0116] 在另一些示例中,所述运动控制装置100判断所述第一移动信息是否符合预设要求;若不符合,则所述运动控制装置100根据所述第一移动信息,输出运动辅助指令;若符合,则所述运动控制装置100根据所述主从控制指令,控制运动执行装置300驱动柔性导管10在自然腔道内移动。以此方式可以使导管机器人及时获悉柔性导管的状态,并及时开启运动辅助模式,进一步提升导管机器人使用的灵活性和便捷性。

[0117] 其中,所述预设要求为根据操作者的操作方式而设置的用于确定是否将主从控制模式切换至运动辅助模式的切换逻辑。所述预设要求与移动信息中的位置、形态、速度中的至少一种及其对应的判断逻辑等相关。在一些示例中,所述预设要求中至少包含位置及其对应的位置判断逻辑。例如,通过检测导管末端在自然腔道中的位置位于自然腔道的转弯路段附近,运动控制装置100确定从主从控制模式切换至运动辅助模式,以提高导管末端移动的姿态准确性;或者通过检测导管末端在自然腔道中的位置位于自然腔道的直路段,运动控制装置100从运动辅助模式切换至主从控制模式,以便操作者灵活调整导管末端的移动速度。又如,通过检测移动信息中的位置确定导管末端位于即将进入自然腔道的分岔路段,检测移动信息中的速度降低至接近停止,以及检测移动信息中的形态与预设的其中一个岔路的目标朝向之间的角度偏差,运动控制装置100确定从主从控制模式切换至运动辅助模式。再如,通过检测移动信息中的位置确定导管末端位于沿一分岔路段进入直路段,检测移动信息中的速度达到预设的速度阈值,以及检测移动信息中的形态与预设的路径曲率之间的角度偏差,运动控制装置确定从主从控制模式切换至运动辅助模式。

[0118] 对于上述各示例来说,运动控制装置在输出运动辅助指令后,切换至主从控制模

式。或者运动控制装置在预设的时长条件、和/或路段条件下维持运动辅助模式,以及在不能满足上述切换条件时,切换至主从控制模式。

[0119] 在一实施例中,所述导管机器人检测柔性导管10在支气管内移动时的当前位姿,并根据当前位姿获取柔性导管10在当前位置的形态,并根据柔性导管在当前位置的形态生成调整柔性导管形态的运动辅助指令,以将柔性导管10调整至目标形态。此时,可以理解为,以上第一移动信息包括柔性导管在当前位置的形态,所述第二移动信息包括柔性导管在当前位置的目标形态。此外,所述运动控制装置100被配置为:根据柔性导管10在当前位置的形态与自然腔道对应当前位置的自然形态之间的差异,生成用于调整柔性导管形态的运动辅助指令。进而所述运动执行装置300能够根据所述形态的运动辅助指令,控制柔性导管10按照目标形态由分岔口进入直线段并在自然腔道内移动。如此构造,使手术过程中柔性导管10的运动更顺应自然腔道的自然形态,更快速、平滑和顺畅地通过人体自然腔道到达病灶部位(如肺结节),并减少导管对自然腔道的接触或摩擦,降低治疗过程中对自然腔道的误伤害,降低手术风险。

[0120] 进一步的,所述导航装置200针对目标病灶部位(如目标肺结节),在自然腔道的三维解剖结构模型基础上进行路径规划,从而创建柔性导管10运动的初始路径(如折线)。初始路径一般沿着真实自然腔道的中心线,如沿着支气管的中心线。进一步的,所述运动控制装置100对规划的初始路径进行光滑化处理,使得规划路径更符合真实支气管的自然形态。因为光滑后的路径更加真实地反映了自然腔道的自然形态,且切线方向连续变化,故利用该信息可以对柔性导管运动的方向和速度进行优化,从而辅助柔性导管运动。也就是说,所述自然腔道的自然形态是基于预先获取的所述自然腔道的三维解剖结构模型得到的。

[0121] 参阅图1,所述运动控制装置100包括处理单元101和传感单元102。进一步,所述处理单元101与导航装置200通信连接。所述处理单元101包含处理器和存储介质,其用于对所述初始路径进行光滑化处理,以获取光滑的导航路径。所述导航路径用于模拟真实自然腔道的自然形态(自然形态即为真实形态)。所述传感单元102能够检测柔性导管10在自然腔道内移动时的移动信息。所述处理单元101还能够根据所述第一移动信息,生成对应移动信息的运动辅助指令。在一具体实施例中,所述传感单元102能够获取柔性导管10在支气管内的当前位姿,进而处理单元101能够根据柔性导管10的当前位姿,获悉柔性导管10在当前位置的形态(包括弯曲形态),进而将柔性导管10在当前位置的形态与真实自然腔道的自然形态进行比较,如果形态差异较大,则生成对应形态调整的运动辅助指令。所述运动执行装置300与处理单元101通信连接,并用于根据对应形态调整的所述运动辅助指令控制柔性导管10,从而将当前位置的柔性导管10的形态调整至目标形态,使得柔性导管10能够以所述目标形态进入自然腔道的下一个位置(如下一个支气管分岔口或支气管的直线段)。

[0122] 所述运动控制装置100还包括存储单元103。所述存储单元103用于存储信息,例如存储各种程序,以及存储传感单元102所提供的移动信息等。更具体地,所述存储单元103所存储的信息包括路径光滑运算程序、导航路径、实时获取的移动信息等。所述处理单元101通过访问存储单元103以调取相应的信息。

[0123] 继续参阅1,所述运动执行装置300具体可包括位姿调整单元301和形态调整单元302。所述位姿调整单元301包括调整臂3011,调整臂3011的末端与柔性导管10连接,并用于驱动柔性导管10运动,以调整柔性导管10的位置,使得柔性导管10能够以合适的角度进入

人体。本申请对调整臂3011的结构不作限定,如调整臂3011为至少具有五个自由度的机械臂,当然在其他情况下,调整臂3011也可以是大于五个自由度的机械臂,如六个自由度或七个自由度的机械臂。调整臂3011可以是主动控制,也可以是被动控制。“主动控制”指的是由导管机器人自带的驱动装置如驱动电机,驱动调整臂3011运动。“被动控制”指的是人为手动驱动调整臂3011运动。所述调整臂3011的末端设置有移动关节3012(参阅图2),柔性导管10可拆卸地设置在移动关节3012上。移动关节3012主要负责推动柔性导管10深入人体肺部支气管,以及收回柔性导管。

[0124] 所述形态调整单元302包括动力盒,所述动力盒设置在调整臂3011上,具体可设置在移动关节3012上。所述动力盒与柔性导管10近端的器械盒传动连接。所述动力盒输出动力,所述器械盒接收动力盒输出的动力后调整柔性导管10的形态。所述形态包括弯曲曲率和弯曲方向。具体地,所述动力盒通过牵引电机输出动力,以控制所述器械盒内的传动丝驱动柔性导管10的远端弯转,从而实现柔性导管10的形态的调整。

[0125] 图3示出了本发明优选实施例的导管机器人设置在手术台车上的结构示意图。

[0126] 如图3所示,所述传感单元102和调整臂3011都设置在手术台车400上。在一优选实施例中,所述传感单元102为磁传感装置,具体包括磁场发生器1021和磁传感器1022;磁场发生器1021设置在手术台车400上并与调整臂3011独立地设置;磁传感器1022设置在柔性导管10上,磁传感器1022至少为三个并在柔性导管10的轴向上间隔设置;磁场发生器1021用于产生磁场,从而根据磁传感器1022在磁场中的位置确定柔性导管10的当前位置和形态,主要是确定柔性导管10的主动可弯部分12的当前位置和形态。

[0127] 所述导管机器人系统可进一步包括传感单元支撑结构600,设置在手术台车400上,磁场发生器1021设置在传感单元支撑结构600的末端。所述传感单元支撑结构600由若干活动关节组成,并用于调整磁场发生器1021的位置,以在术前调整磁场的位置,并利用其发生的磁场和柔性导管中接近其末端的磁传感器来定位导管末端在自然腔道中的位置。当然除了通过磁场检测柔性导管10的位姿外,还可通过导管末端的内窥镜和光源所投身的结构图案,来进行基于结构光技术和三维解剖结构模型而设计的导管定位方案。磁传感技术或结构光技术的硬件结构易于集成,计算过程方便,易于实施。

[0128] 继续参阅图3,所述柔性导管10通常包括两部分,分别为近端的被动可弯部分11和远端的主动可弯部分12(又称导管末端、柔性导管的末端等)。主动可弯部分12受导管机器人控制,可以实现空间自由弯曲。而被动可弯部分11不受导管机器人控制,可以顺从于所在自然腔道的自然形态而弯曲。主动可弯部分12的末端设置内窥镜(未图示),内窥镜用于拍摄自然腔道的内部图像。实际上,所述器械盒的传动丝与主动可弯部分12连接,以改变主动可弯部分12的形态,而所述传感单元102也用于实时感知柔性导管10的主动可弯部分12的移动信息。进一步的,所述处理单元101将主动可弯部分12在当前位置的形态与自然腔道对应当前位置的自然形态进行比较,根据两者的差异,生成用于调整导管形态的运动辅助指令,使得形态调整单元302根据运动辅助指令控制柔性导管,将当前位置的主动可弯部分12的形态调整至目标形态。也可理解为,用于调整导管形态的运动辅助指令是根据柔性导管在导航路径中的位置与导航路径之间的偏差得到。

[0129] 图4示出了本发明优选实施例的导航装置的结构。如图4所示,所述导航装置200包括图像显示单元201,图像显示单元201负责显示系统界面程序、输入控件等信息,具体可显

示内窥镜图像、支气管的三维解剖结构模型,更进一步还可动态实时显示在三维解剖结构模型所对应的当前位置的导管形态。进一步的,图像显示单元201的软件界面分模块显示,如可包括医学图像显示模块202、内窥镜头图像显示模块203和动画显示模块204。所述医学图像显示模块202负责显示由术前医学图像重构出的自然腔道的三维解剖结构模型,还可显示术前规划的导航路径等信息。所述内窥镜头图像显示模块203负责实时显示由内窥镜模组拍摄到的如支气管等自然腔道内部的图像。所述动画显示模块203负责以动态的方式实时显示柔性导管10的形态(即主动可弯部分12的形态),并将柔性导管形态显示在三维解剖结构模型所对应的位置上。

[0130] 进一步地,所述导管机器人系统还包括图像台车205,图像显示单元201设置在图像台车205上,图像台车205用于实现导航装置200在手术室内的大范围移动。

[0131] 进一步优选地,主端或导管机器人还被配置为根据外界指令确定是否执行运动辅助模式的状态。所述执行运动辅助模式的状态包括开启运动辅助模式和禁用运动辅助模式。具体地,当所述导管机器人接收到开启运动辅助功能的外界指令时,所述导管机器人允许开启运动辅助模式,以选择性输出运动辅助指令;反之,当所述导管机器人接收到禁用运动辅助功能的指令时,所述导管机器人不开启运动辅助模式,也就不输出运动辅助指令,此时,所述导管机器人根据主从控制指令对柔性导管进行驱动。在一具体实施例中,所述操作单元用于检测用户的启用或禁用交互指令,以控制导管机器人对应允许或禁止输出运动辅助指令。

[0132] 如图12所示,所述操作单元包括人机交互界面206,优选该人机交互界面206与导航装置200的图像显示单元201集成,从而通过图像显示单元201的人机交互界面206来确定执行运动辅助模式的状态,使操作者可自主选择是否开启运动辅助功能。所述人机交互界面206能够接收操作者的指令以生成开启运动辅助功能的指令。进一步地,所述人机交互界面206显示文字提示信息,文字提示信息用于提示“是否开启运动辅助”功能,并在文字提示信息的下方设置第一按键207和第二按键208。当第一按键207被触发时,向导管机器人发送开启运动辅助功能的指令,使导管机器人开启运动辅助模式,从而导管机器人允许选择性输出运动辅助指令;反之,当第二按键208被触发时,向导管机器人发送禁用运动辅助功能的指令,使导管机器人不开启运动辅助模式并执行主从控制模式。进一步地,当所述第一按键207被触发时,所述导管机器人被配置为锁定主从控制模式,以使导管机器人不会被误触发而执行主从控制。

[0133] 请参考图5,示出了本发明一优选实施例的导管机器人系统的工作流程,本实例以自然腔道为支气管进行举例来说明导管机器人系统的工作过程,导管机器人利用其他自然腔道所提供的空间而执行的工作方式,与此类似,在此不再详述。所述工作流程主要由计算机设备来执行,其中,为便于描述,用导管机器人系统来表示其中的主端、从端以及主端和从端协同的执行过程。所述工作流程包括以下步骤:

[0134] 步骤S1:创建支气管的三维解剖结构模型,并生成初始路径,且对初始路径进行光滑化以生成导航路径。

[0135] 具体地,导航装置200基于术前扫描的CT或MRI等医学影像数据,重构病人支气管结构和肺结节病灶的三维解剖结构模型;然后,导航装置200根据支气管的三维解剖结构模型,规划出柔性导管10从主气道运动至肺结节病灶处的初始路径;之后,所述运动控制装置

100对初始路径进行光滑化,生成光滑的导航路径。

[0136] 步骤S2:将支气管的三维解剖结构模型与实际解剖结构进行配准。

[0137] 为了实现支气管的三维解剖结构模型与真实支气管之间的关联,使两者位置的映射实现匹配,还需要将支气管的三维解剖结构模型与病人肺部特征进行配准。但是,应理解,重构的三维解剖结构模型,不限于CT扫描数据,在其他实施例中,也可根据其他影像扫描装置扫描得到的影像数据重构三维解剖结构模型。因此,本申请对影像数据的来源不作特别的限定。此外,在术前还需要将柔性导管10插入支气管,并在传感单元102的辅助下,提取病人肺部的至少三个特征点以方便对三维解剖结构模型进行配准。提取病人肺部的特征点后,即可根据支气管的三维解剖结构模型上的特征点与病人肺部的提取的实际特征点进行配准,从而建立支气管的三维解剖结构模型与真实支气管之间的关联。

[0138] 步骤S3:选择是否开启运动辅助模式。

[0139] 配准完成后,手术开始前,操作者可通过人机交互界面206控制是否开启运动辅助模式。其中,人机交互界面206可配置于操作单元(又称人机交互装置)中。

[0140] 步骤S4:当开启运动辅助模式后,检测在主从控制模式下柔性导管在支气管内移动期间的移动信息;

[0141] 在一些实施方式中,检测柔性导管10在支气管内移动时的当前位姿(包括位置和形态)。例如,可以通过检测柔性导管10的形状如形状传感器,来获取柔性导管的位置和形态。其中,形状传感器举例为在柔性导管内一段长度内分布的传感器,以提供该段长度内的离散的位置和形态。又如,可以通过检测柔性导管10的位置如磁传感器,来获取柔性导管的位置和形态。在一些实施方式中,还需要检测柔性导管10在支气管内移动时的速度。

[0142] 步骤S5:根据所述移动信息,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令。

[0143] 应理解,在步骤S5中,通常导管机器人需要判断移动信息是否符合预设要求,如果不符合,才根据移动信息,生成运动辅助指令。所述预设要求包括柔性导管的移动速度、柔性导管的形态、柔性导管的位置等。

[0144] 例如,导管机器人系统首先判定柔性导管当前在支气管中所处的位置,根据柔性导管在支气管段中的位置判定是否执行运动辅助模式,如果导管机器人系统判定柔性导管当前形态需要及时调整,则生成对应形态调整的运动辅助指令,以调整柔性导管的形态,使柔性导管按照光滑的导航路径由支气管的分岔进入直线段。

[0145] 更具体地,处理单元101将由步骤S4中获取的柔性导管在当前位置的形态与所在支气管的自然形态进行比较,如果两者曲率偏差不在阈值内,则处理单元101便生成对应形态调整的运动辅助指令。具体地,处理单元101比较主动可弯部分12在当前位置的形态与所在支气管的自然形态对应位置的切线方向,如果两者曲率偏差不在阈值内,处理单元101便生成对应形态调整的运动辅助指令。

[0146] 又例如导管机器人系统首先判定柔性导管当前在支气管中所处的位置,以及柔性导管的当前移动速度,如果柔性导管在当前位置的移动速度接近0或等于0,则表示操作者的当前意图为正在考虑做出最佳导管运动决策以调整导管的姿态如朝向,使导管顺利进入支气管分岔的下一级的通路分支,此时导管机器人系统判定柔性导管正处于朝向需要及时调整的时刻,则生成对应姿态调整的运动辅助指令,以调整柔性导管的朝向,使柔性导管的末端对准下一级支气管分岔口。

[0147] 又例如导管机器人系统还能够在柔性导管的当前移动速度超过预设值时,生成包含低于所述当前移动速度的运动辅助指令,使得运动执行装置300根据移动速度的运动辅助指令,控制柔性导管按照目标移动速度在支气管内移动,如可减小导管移动速度,以避免柔性导管撞击支气管组织,造成支气管组织损坏。

[0148] 步骤S6:根据运动辅助指令,控制柔性导管按照第二移动信息在支气管内移动。所述第二移动信息可包括柔性导管的朝向、形态和速度,速度可以包括大小和方向,如前进和弯曲。

[0149] 接下去对导管机器人系统的工作流程中各步骤的具体实施方式作进一步的说明。

[0150] 如图6所示,在支气管的三维解剖结构模型上,导航装置200规划出初始路径S0。初始路径S0由起始点P0、若干分岔点P1、P2、P3、P4和目标点P5依次连接而成的折线。本发明对分岔点的数量没有要求,分岔点的数量通常与支气管的分岔口的数量一致或少于分岔点的数量,分岔点的数量不少于3个。起始点P0为导管运动的起始位置,目标点P5为导管运动的终点位置。图6中示出了初始路径S0上的四个分岔点P1、P2、P3、P4。鉴于在分岔点处前后路径存在方向突变,因此该初始路径S0是非光滑的,无法体现真实支气管的自然形态,需要对其进行光滑化处理。对初始路径S0进行光滑化处理的方式可以有各种。

[0151] 根据本发明的一个实施例,如图7所示,可仅对分岔点P1、P2、P3、P4附近的导航路径进行局部光滑,而在距离分岔点P1、P2、P3、P4较远处,保留初始路径S0的直线线形,再将保留的初始路径S0和光滑处理后的路径进行局部光滑曲线拟合,最终得到第一种光滑的导航路径S1。应理解,图7中虚线为初始路径S0的直线部分,实线为局部光滑后的路径部分。局部光滑曲线拟合存在多种方式,如圆弧曲线、样条曲线、多项式曲线、Bezier曲线等。不管使用哪种拟合方式,都需要满足连续光滑条件,即光滑曲线两端与离分岔点较远的直虚线相切,拟合曲线本身可以不经过分岔点。不同拟合曲线的具体参数可以按需灵活调节,比如圆弧曲线的曲率,样条曲线的阶数,多项式曲线和Bezier曲线的次数等。局部光滑算法简单易用,对于复杂分岔结构的适用性高。

[0152] 根据本发明的另一个实施例,如图8所示,拟合曲线经过所有分岔点P1、P2、P3、P4,当然也经过起始点P0和目标点P5。在该方式中,可采用三次样条曲线、多段圆弧曲线等进行拟合,从而得到第二种光滑的导航路径S2。

[0153] 图9a示出了在初始路径S0下辅助柔性导管运动的状态,图9b示出了在光滑后的导航路径下辅助柔性导管运动的状态。其中图9a和图9b展示了分岔点P3附近,光滑前后的路径用于柔性导管运动辅助的区别,在P3点的箭头即表示柔性导管运动的前进方向。

[0154] 本发明对初始路径S0和光滑后的导航路径(S2或S1)引导下的柔性导管可能的运动做了比较。比较后可知,当柔性导管10沿图9a中的初始路径S0运动时,如箭头所指示的方向,柔性导管末端行进存在速度突变和撞击支气管壁的风险,因此不可用于运动辅助;而柔性导管10沿图9b中的光滑后的导航路径运动时,如箭头所指示的方向,导航路径沿着支气管的延伸方向,速度方向连续而光滑,因此,以该方向作为参考,可以辅助操作者控制柔性导管10安全快速地通过分岔点P3。也即,可以理解,导管机器人系统根据导航路径,可以辅助医生进行导管操作,使柔性导管比如沿路径移动时能够使导管在支气管的岔路口附近沿导航路径通过岔路口,而避免撞击支气管组织的风险。

[0155] 以上步骤S1即为术前需要完成的准备工作。完成术前规划路径光滑化以后,手术

开始时,还需要将支气管的三维解剖结构模型与病人肺部实际特征进行配准。

[0156] 图10示出了本发明优选实施例提供的配准过程的流程图,主要包括以下步骤:

[0157] 步骤S11:包括步骤S11-1和步骤S11-2。

[0158] 步骤S11-1:提取病人肺部特征点。具体由柔性导管10内部的传感器拾取病人肺部特征点的位置(病人肺部特征点的位置通常是提取支气管的分岔口的位置,以及目标肺结节的位置)。病人肺部特征点提取的数量不少于3个。所应理解,解剖结构的特征点就是对应于分岔口的位置,在分岔口的位置便于提取到特征点。

[0159] 步骤S11-2:提取支气管的三维解剖结构模型上的特征点,具体提取支气管的三维解剖结构模型上的分岔点的位置。

[0160] 步骤S12:采用特征点方法配准支气管的三维解剖结构模型和病人肺部,并生成配准矩阵。在此,需说明的是,本领域的技术人员容易根据公知技术中的基于特征点的配准方法实现支气管的三维解剖结构模型和病人肺部的配准,并生成配准矩阵,因此本发明对配准过程不再作更详细的说明,本领域的技术人员应当知晓如何实现两者的配准以及如何获取配准矩阵。

[0161] 步骤S13:生成配准矩阵后,即完成病人肺部与支气管的三维解剖结构模型的配准。

[0162] 配准过程建立了病人肺部与支气管的三维解剖结构模型之间的映射关系,通过该映射关系,可以将基于支气管的三维解剖结构模型生成的光滑路径(即参考导航路)用于辅助柔性导管运动。

[0163] 完成配准后,手术开始前,进一步可通过主端或导管机器人确定是否开启运动辅助模式。在实际中,操作者操作柔性导管10在支气管中运动需要辅助的情形通常有两种:

[0164] 第一种情形为:柔性导管10从支气管的分岔口的弯曲路段进入相应通路分支的直路段,此时柔性导管10的主动可弯部分12的当前形态若未能按照所述弯曲路段的曲率进行调整,则易于使导管的末端挤压到弯曲路段的支气管壁,使得导管运动受阻,甚至还会损伤支气管壁或导管本身。因此导管机器人通过检测导管末端的移动信息符合切换条件,则通过切换至运动辅助模式来调整主动可弯部分12的曲率,使得其前进更加顺应支气管形态,更加平滑;应理解,在该情况下,导管机器人直接根据运动辅助指令控制柔性导管的弯曲形态,而忽略主端的主从控制指令,此时优选锁定主从控制模式。

[0165] 第二种情形为:柔性导管10由支气管的直路段进入支气管的分岔区的弯曲路段,操作者利用主从操作来对准支气管的其中一个分岔口,操作者在操纵过程中通常需要多次尝试,手术时间长,因此需要通过导管机器人自动辅助调整柔性导管的朝向,以快速对准下一个分岔口;在该情况下,导管机器人系统通过检测移动信息而切换至运动辅助模式,以在运动辅助指令下调整柔性导管的朝向,而忽略主端的主从控制指令,当柔性导管末端对准下一个分岔口后,导管机器人继续执行主从控制指令控制柔性导管10的运动。

[0166] 因此,本发明的导管机器人系统主要根据主从控制指令控制柔性导管10的位姿和形态,但必要时,导管机器人系统忽略主从控制指令而执行运动辅助指令来辅助医生调整柔性导管10的形态,以提升手术的安全性,并分担操作者的工作,缩短手术时间。

[0167] 如以上所述,柔性导管10在支气管内移动时通常有两种情形需要运动辅助,对应的,所述导管机器人的运动辅助模式包括曲率调整模式(即在运动辅助模式下调整曲率)和

朝向调整模式(即在运动辅助模式下调整朝向)。当所述柔性导管10在支气管内移动时,所述运动控制装置100能够根据柔性导管10在支气管中的当前位置选择性执行所述曲率调整模式和所述朝向调整模式中的一种。在本实施例中,所述运动控制装置100被配置为:当根据移动信息而判定柔性导管10的末端由支气管的转接腔道(又叫转弯路段、弯曲段或通路分支)进入直路段(又叫主干腔道、或直线段或通路)时,选择执行所述运动辅助模式,以控制柔性导管10的弯曲形态;而当判定柔性导管的末端由所述主干腔道进入所述转接腔道时,选择执行所述运动辅助模式,以控制柔性导管10的朝向。

[0168] 图11示出了本发明优选实施例的导管机器人系统运动辅助的流程图。如图11所示,完成配准后,在步骤S20中开始运动辅助模式选择流程,进入流程后,在步骤S21中,可在图像显示单元201的人机交互界面206提示是否开启运动辅助;若选择步骤S22中的开启运动辅助,则进入步骤S24;若禁用运动辅助,则优选进入步骤S23中的运动安全保护功能;但是不管开启运动辅助与否,都需要开启运动安全保护功能,以对柔性导管10在支气管中的运动姿态进行安全保护。柔性导管的运动姿态至少包括移动速度,例如速度检测装置检测到柔性导管10的速度过快时,导管机器人系统主动控制柔性导管10降低移动速度,而忽略主从控制指令。

[0169] 当开启运动辅助功能以后,运动控制装置100即进入运动辅助模式,且处理单元101根据传感单元102所检测的信息(当前位置和当前速度),判断主动可弯部分12当前所处的支气管的具体位置,具体通过步骤S24判断导管末端是否进入支气管的直线段;如果导管末端在分岔口附近,且正在进入支气管的直线段,则流转至步骤S25,以运行调整曲率,从而通过形态调整单元302实时调整主动可弯部分12的曲率,以适应支气管的曲率变化,使主动可弯部分12平滑、顺畅地进入支气管的直线段;反之,如果导管末端正离开支气管的直线段,即将进入下一个分岔口(即确定准备向支气管的其中一个通路分支方向移动),则流转至步骤S26,以调整朝向,并通过形态调整单元302控制调整入柔性导管的当前形态以使主动可弯部分12的朝向,以使导管末端对准下一个分岔口,以辅助操作者定位。

[0170] 更具体地,检测柔性导管在支气管内移动的当前位置和当前速度,以及检测柔性导管的当前形态与预设的目标朝向之间的角度偏差,根据所述角度偏差,输出用于调整所述当前形态以对准所述通路分支方向的运动辅助指令,以控制所述柔性导管调整角度;其中所述目标朝向表示使柔性导管对准支气管中的相应通路分支方向。

[0171] 进一步地,检测所述移动信息中的当前位置和当前移动速度,包括:将所述柔性导管的当前位置映射到预先获取的支气管的三维解剖结构模型中的模型位置;以及依据所述模型位置确定所述柔性导管靠近其中一个通路分支;检测所述柔性导管的当前移动速度的绝对值小于预设的速度阈值;以及检测所述柔性导管的当前形态在主从控制指令的控制下朝向其中一个通路分支。

[0172] 进一步地,运行曲率调整或朝向调整后,都生成步骤S27中的运动优化指令(即辅助运动指令),最后将运动优化指令发送给形态调整单元302,使形态调整单元302以步骤S28执行运动优化指令,使柔性导管10更平滑和更顺畅地在支气管中运动,或者快速对准分岔口以缩短手术时间。

[0173] 图13示出了本发明优选实施例的运行曲率调整的操作原理图,其中导管末端由支气管分岔点进入直线段时所建议曲率的实施过程。图13中选取了三个等间距的离散时间点

(t_1 , $t_1 + \Delta t$ 和 $t_1 + 2\Delta t$) 作为示例进行说明。在 t_1 时刻, 主动可弯部分 12 实线 a1) 处于分岔点处, 此时主动可弯部分 12 的弯曲曲率局部最大; 随着导管的往下推进, 逐渐进入直线段, 支气管的曲率逐渐变小, 主动可弯部分 12 因而需要逐渐变得平直; 在 $t_1 + \Delta t$ 时刻, 主动可弯部分 12 (点线 a2) 曲率较 t_1 时刻小; 进一步在 $t_1 + 2\Delta t$ 时刻, 主动可弯部分 12 (虚线 a3) 曲率较 $t_1 + \Delta t$ 时刻小; 依此, 当主动可弯部分 12 完全进入支气管直线段以后, 其基本处于平直状态。因此, 由分岔点进入直线段的过程中, 形态调整单元 302 可根据导管末端的当前姿态逐渐调整主动可弯部分 12 的曲率, 使曲率逐渐减小, 从而平滑、顺畅地进入支气管的直线段。且当检测到柔性导管移动至通路分支的直线段后, 运动控制装置 100 输出主从控制指令以使柔性导管 10 沿所述通路分支移动。

[0174] 更详细地, 图 14 示出了本发明优选实施例的曲率调整的流程, 包括:

[0175] 步骤 S31: 处理单元 101 根据传感器 (即传感单元 102) 所检测的信息, 判断导管末端在支气管中所处位置;

[0176] 步骤 S32: 处理单元 101 根据导管末端 (或称导管头部) 在支气管中的当前位置, 以及导管末端距离上一个分岔点 (即上一级解剖结构) 的距离, 获取导管在当前位置的最优曲率 (即当前的导管最优曲率);

[0177] 步骤 S33: 处理单元 101 由最优曲率逆解出导管弯曲的驱动参数 (即目标运动参数), 驱动参数例如包括电机转角、导管中牵引钢丝的长度、单位导管弯曲角度等信息;

[0178] 步骤 S34: 最后将驱动参数下发运动执行装置 300 执行, 运动执行装置 300 根据驱动参数驱动柔性导管 10 运动, 以将当前位姿的导管的弯曲形态调整至目标弯曲形态。

[0179] 进一步地, 可通过以下公式计算最优曲率和驱动参数:

$$[0180] \quad c(x) = c_{\max} * (L - x) / (L/2)$$

[0181] 其中: c_{\max} 为分岔点附近支气管中心线的最大曲率; L 为主动可弯部分 12 的长度; x 为导管末端距离上个分岔点的距离; $c(x)$ 为导管最优曲率。

[0182] 进而根据最优曲率 $c(x)$, 通过逆运动学算法求解得到电机转角、导管中牵引钢丝的长度、单位导管弯曲角度等信息。还应知晓, 还可以由光滑后的导航路径在导管当前位置的曲率获取以上最优曲率, 因此不局限于通过以上算法来获取最优曲率。

[0183] 因此, 本实施例中, 根据经确定的柔性导管在自然腔道内移动的移动信息, 选择性输出运动辅助指令, 包括: 检测所述移动信息中的当前位置, 以确定所述柔性导管已进入所述自然腔道的其中一个通路分支; 以及检测所述移动信息中的当前形态与所述通路分支之间的曲率偏差; 根据所述曲率偏差, 输出用于调整所述当前形态以沿着所述通路分支的曲率移动的运动辅助指令。进一步地, 检测所述移动信息中的当前位置, 以确定所述柔性导管已进入所述自然腔道的其中一个通路分支, 包括: 将所述当前位置映射到对应自然腔道的三维解剖结构模型中, 以检测所述柔性导管是否位于相应通路分支的弯曲段; 其中, 所述曲率是基于所述弯曲段的弯曲程度而确定的。进一步地, 所述曲率是基于预先获取的导航路径中对应所述弯曲段的路径曲率而确定的。

[0184] 图 15 示出了本发明优选实施例的朝向调整模式的操作原理图。图 15 展示的是柔性导管 10 (仅显示主动可弯部分 12) 在即将进入 P3 分岔点处的某个支气管口之前的预设范围内, 如虚线圈所示, 所可能出现的朝向试探, 分别由图 15 中的虚线 O1、点线 O2 和实线 O3 表示。其中, O3 表示可能的最优朝向, 该最优朝向由导管所在支气管的自然延伸方向确定, 该方向

如前所述,认为与光滑后的路径方向重合。因此,可以用光滑后的P3分岔点处的路径方向作为参考最优导管朝向。

[0185] 本实施例中,所述运动控制装置100被配置为:检测所述移动信息是否符合预设要求,以得到相应的检测结果;其中,所述预设要求是基于与移动信息中的位置、形态、速度中的至少一种对应的判断逻辑而确定的。例如,运动控制装置100根据移动信息得到柔性导管10在支气管中的当前位置、形态和当前移动速度;根据预设的切换条件判断:当前位置位于待选择性进入支气管的一分岔路段的附近,当前移动速度接近0,以及当前形态偏离朝向任一岔路通路,则切换至运动辅助模式,并输出用于对准支气管的下一个分岔口的运动辅助指令。

[0186] 进一步,所述导管机器人还被配置为当三个条件中的至少一种不满足时执行主从控制模式。

[0187] 更具体地,图16示出了本发明优选实施例的朝向调整模式的流程,具体包括:

[0188] 首先在步骤S41中,导管机器人判断当前柔性导管的前进速度是否接近零,如果是,则导管机器人判定操作者当前未主从操控导管,而可能在思考导管的调整策略;继续判断步骤S42和步骤S43。

[0189] 步骤S42为判定柔性导管的姿态正在接受主从控制的微调,且柔性导管的姿态始终朝着目标分岔口。

[0190] 步骤S43为判定柔性导管末端位置靠近目标分岔口或目标入口;当柔性导管满足步骤S42和步骤S43中的情形时,导管机器人辅助调整导管朝向,使导管末端对准目标支气管入口。

[0191] 如图15所示,导管机器人系统可以设置一预定义空间区域C,该预定义空间区域可以是球形,立方体,椭球形,圆锥形等,当处理单元101确定导管末端进入分岔点附近的预定义空间区域时,则判定导管末端位置靠近目标分岔口。

[0192] 应知晓,在辅助调整导管朝向时,导管机器人对导管朝向做辅助调整而忽视主从控制指令,并将导管朝向主动调整至最优朝向,进一步地可在主端的显示界面给出视觉提示(或运动辅助专属声音提示),已给操作者提升当前导管已辅助调整至最优指向。

[0193] 但是在朝向调整时,有可能导管机器人系统误判操作者的意图,即误判操作者停止操控柔性导管时的目的是为了将柔性导管对准目标分岔口,但有可能柔性导管需要继续前行而对准另一个分岔口,此时可通过步骤S45来进一步判定操作者的意图,即,当所述柔性导管10被调整至目标朝向后,导管机器人系统继续判断所述柔性导管的姿态是否发生变化,若发生变化,所述导管机器人系统退出朝向调整模式并执行主从控制模式,所述导管机器人系统继续根据所述主从控制指令控制所述柔性导管进入通路分支。本实施例中,导管机器人可从主端处获取操作单元的运动信息来进一步判断导管的主从调整姿态,如果判定主端在持续地主从改变导管姿态,则导管机器人退出朝向调整模式而继续执行主从控制指令,从而朝向调整模式进入循环,等待下一次切换条件触发来再次启动朝向调整模式。

[0194] 所应理解,无论曲率调整模式还是朝向调整模式,是与导管末端的位置有关,以及考虑了导管末端的形态与自然腔道相应位置的自然形态之间的差异而确定的。所述导管的形态可由移动信息提供,所述自然形态是基于预先获取的所述自然腔道的三维解剖结构模型得到的。

[0195] 在一实施例中,如图17所示,可以在导管的主动可弯部分12上设置至少三个位置传感器P1、P2和P3(即磁传感器),该三个位置传感器的相对位置任意但不能重合,然后由三点法估计出主动可弯部分12的弯曲曲率(认为弯曲成圆弧形)。

[0196] 具体地,可以通过如下公式计算:

[0197] 先将三维空间点投影至主动可弯部分12的弯曲平面上;在弯曲平面上,三个位置传感器的坐标分别为:P1=(x1,y1);P2=(x2,y2);P3=(x3,y3);

[0198] 计算主动可弯部分12的曲率半径r:

$$[0199] \quad r = \sqrt{\frac{B^2 + C^2 - 4AD}{4A^2}}$$

[0200] 其中:

$$[0201] \quad A = x_1(y_2 - y_3) - y_1(x_2 - x_3) + x_2y_3 - x_3y_2;$$

$$[0202] \quad B = (x_1^2 + y_1^2)(y_3 - y_2) + (x_2^2 + y_2^2)(y_1 - y_3)$$

$$[0203] \quad + (x_3^2 + y_3^2)(y_2 - y_1);$$

$$[0204] \quad C = (x_1^2 + y_1^2)(x_2 - x_3) + (x_2^2 + y_2^2)(x_3 - x_1)$$

$$[0205] \quad + (x_3^2 + y_3^2)(x_1 - x_2);$$

$$[0206] \quad D = (x_1^2 + y_1^2)(x_3y_2 - x_2y_3) + (x_2^2 + y_2^2)(x_1y_3 - x_3y_1)$$

$$[0207] \quad + (x_3^2 + y_3^2)(x_2y_1 - x_1y_2)。$$

[0208] 则进一步计算弯曲曲率:

$$[0209] \quad c = \frac{1}{r}$$

[0210] 其中:c为弯曲曲率;r为曲率半径。

[0211] 在另一实施例中,如图18所示,可以使用形状传感器的点列信息和最小二乘方法,计算主动可弯部分12的曲率半径r。具体地,一种可选的实施方式为:

[0212] 先将三维空间点投影至弯曲平面,在弯曲平面上,点列坐标分别为:

$$[0213] \quad P_1 = (x_1, y_1);$$

$$[0214] \quad P_2 = (x_2, y_2);$$

[0215] ...

$$[0216] \quad P_n = (x_n, y_n);$$

[0217] 计算主动可弯部分12的曲率半径:

$$[0218] \quad r = \sqrt{\sum_i ((x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2) / N}; \quad (i=1, \dots, N)$$

[0219] 其中,(x_c,y_c)为圆心坐标;P1、P2、P3、P4、.....、Pn为点列;N为点列的个数,点列至少为3个。

[0220] 进一步地,本发明实施例还提供一种可读存储介质,所述可读存储介质上存储有程序,当所述程序被执行时,执行前述的运动控制装置100所执行的所有步骤。

[0221] 此外,本发明还提供一种电子设备,包括处理器和存储器,所述存储器包括所述可读存储介质。其中所述可读存储介质上存储有程序,所述程序用于被所述处理器执行,以执行运动控制装置100所执行的所有步骤。

[0222] 另外,本发明还提供一种用于导管机器人的控制方法,包括:获取用于反映柔性导管在自然腔道所提供的空间内移动的移动信息;根据所述自然腔道的三维解剖结构模型,对所述移动信息进行检测;根据所得到的检测结果,选择性输出运动辅助指令或主从控制指令,以供所述导管机器人根据主从控制指令或运动辅助指令,驱动所述柔性导管移动;其中,所述运动辅助指令用于调整所述柔性导管基于所述主从控制指令而执行的移动信息。

[0223] 所需理解,本发明对处理器的种类没有特别的限制。所称处理器可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器301(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该通用处理器也可以是任何常规的处理器等,所述处理器是所述电子设备的控制中心,利用各种接口和线路连接整个电子设备的各个部分。

[0224] 同样,本发明对所述存储器的种类没有特别的限制。所述存储器可以为非易失性和/或易失性存储器。所述非易失性存储器可包括只读存储器(ROM)、可编程ROM(PROM)、电可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、可变电阻式内存(ReRAM)、相变化内存(PCRAM)或闪存存储器(Flash Memory)。易失性存储器可包括随机存取存储器(RAM)、寄存器或者高速缓冲存储器(cache)。作为说明而非局限,RAM以多种形式可得,诸如静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)、同步DRAM(SDRAM)、双数据率SDRAM(DDRSDRAM)、增强型SDRAM(ESDRAM)、同步链路(Synchlink)DRAM(SLDRAM)、存储器总线(Rambus)直接RAM(RDRAM)、直接存储器总线动态RAM(DRDRAM)、以及存储器总线动态RAM(RDRAM)等。

[0225] 应理解,本发明对处理单元的种类没有特别的限制,可以是执行逻辑运算的硬件,例如,单片机、微处理器、可编程逻辑控制器(PLC,Programmable Logic Controller)或者现场可编程逻辑门阵列(FPGA,Field-Programmable Gate Array),或者是在硬件基础上的实现上述功能的软件程序、功能模块、函数、目标库(Object Libraries)或动态链接库(Dynamic-Link Libraries)。或者,是以上两者的结合。本领域技术人员在本申请公开的内容基础上,应当知晓如何具体实现处理单元的功能。

[0226] 上述描述仅是对本发明优选实施例的描述,并非对本发明范围的任何限定,本发明领域的普通技术人员根据上述揭示内容做的任何变更、修饰,均属于本发明的保护范围。

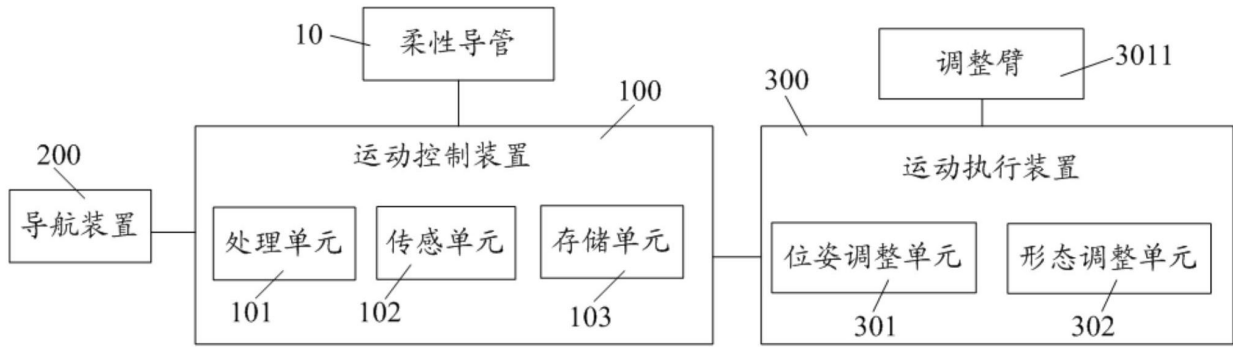


图1

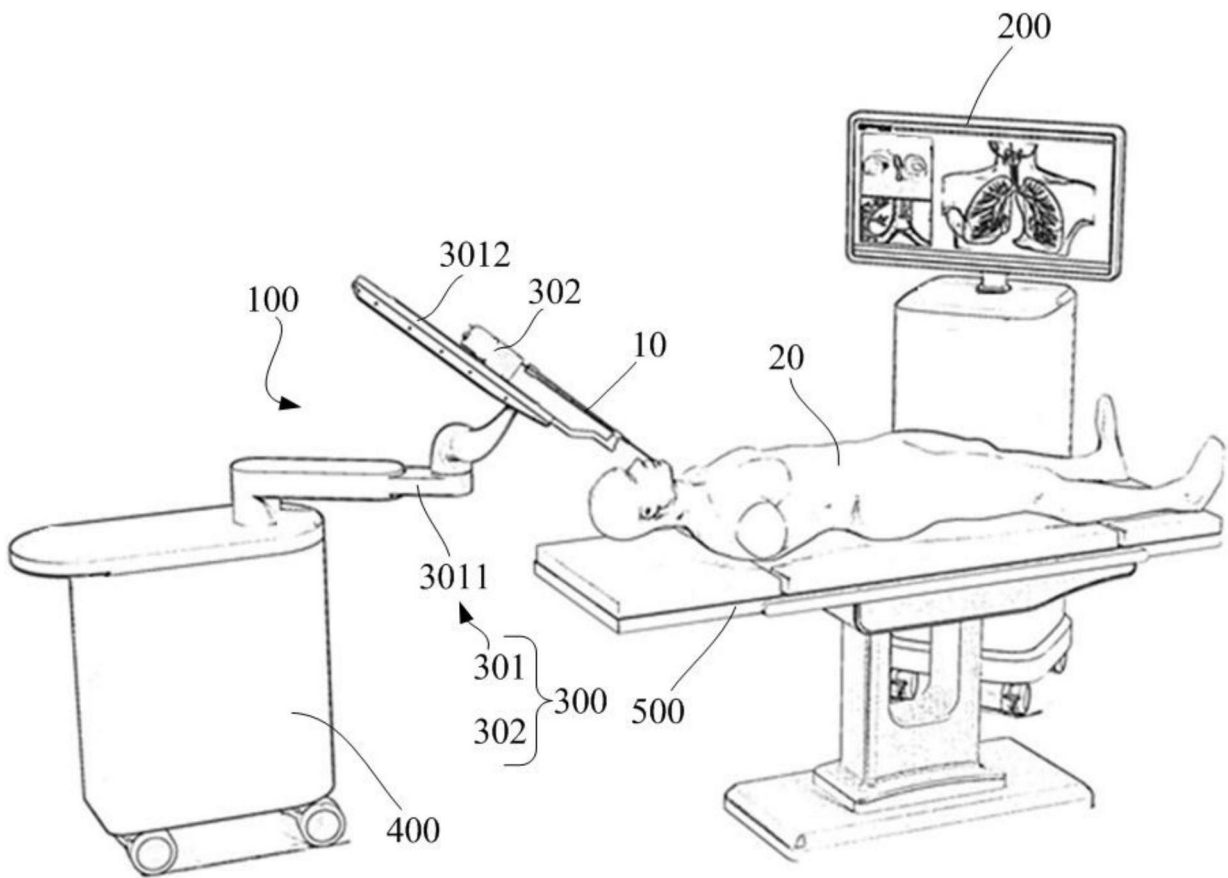


图2

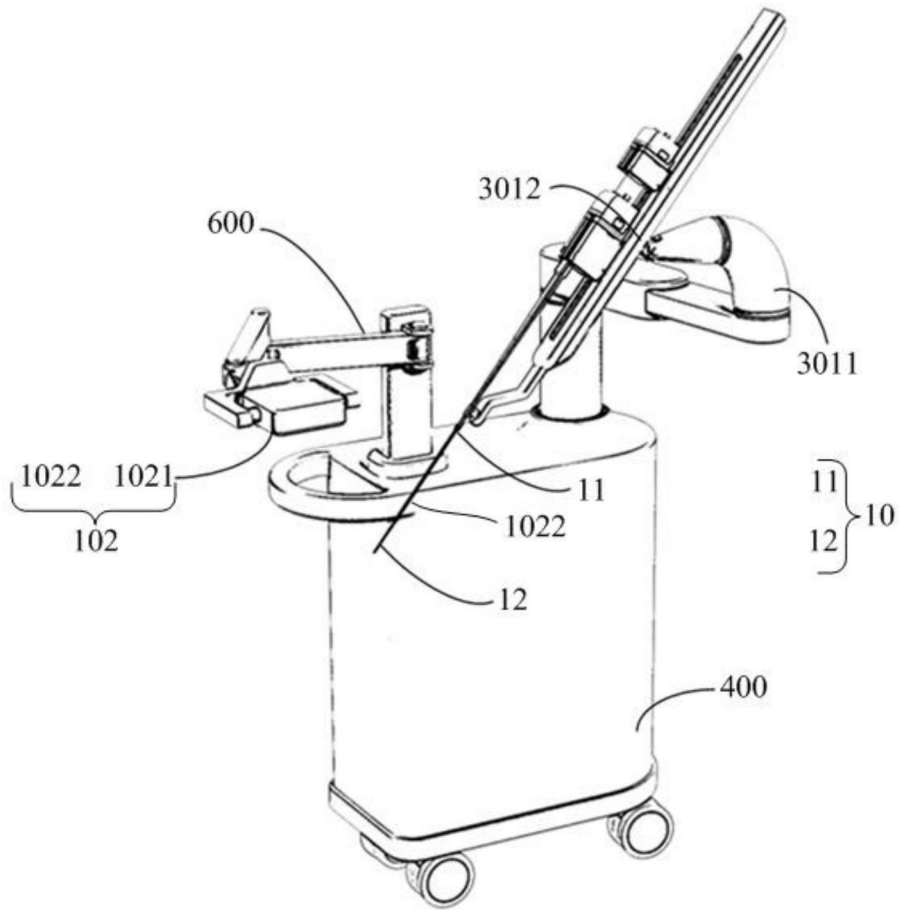


图3

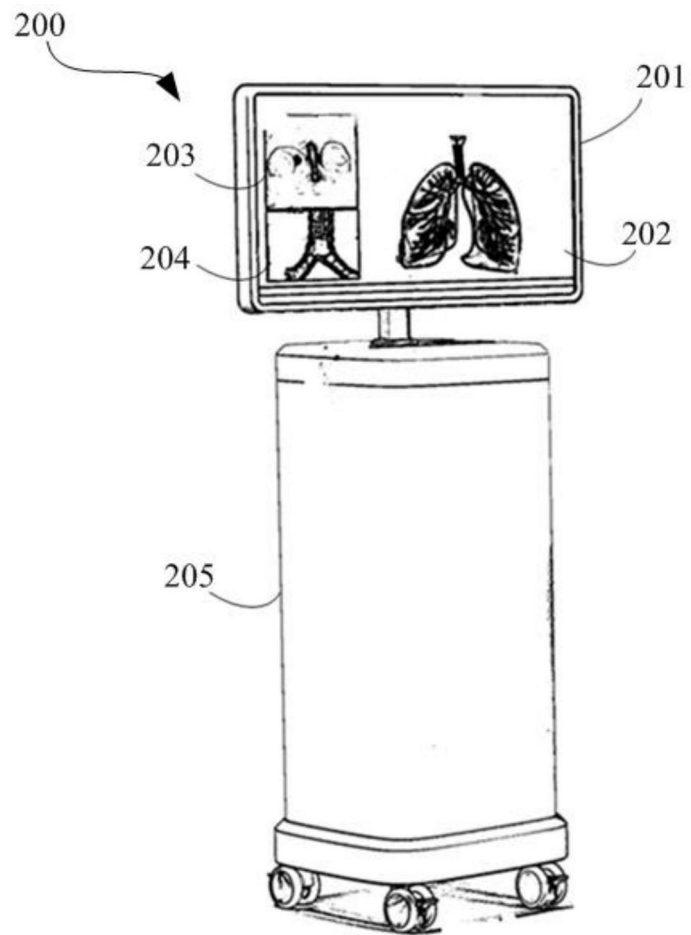


图4

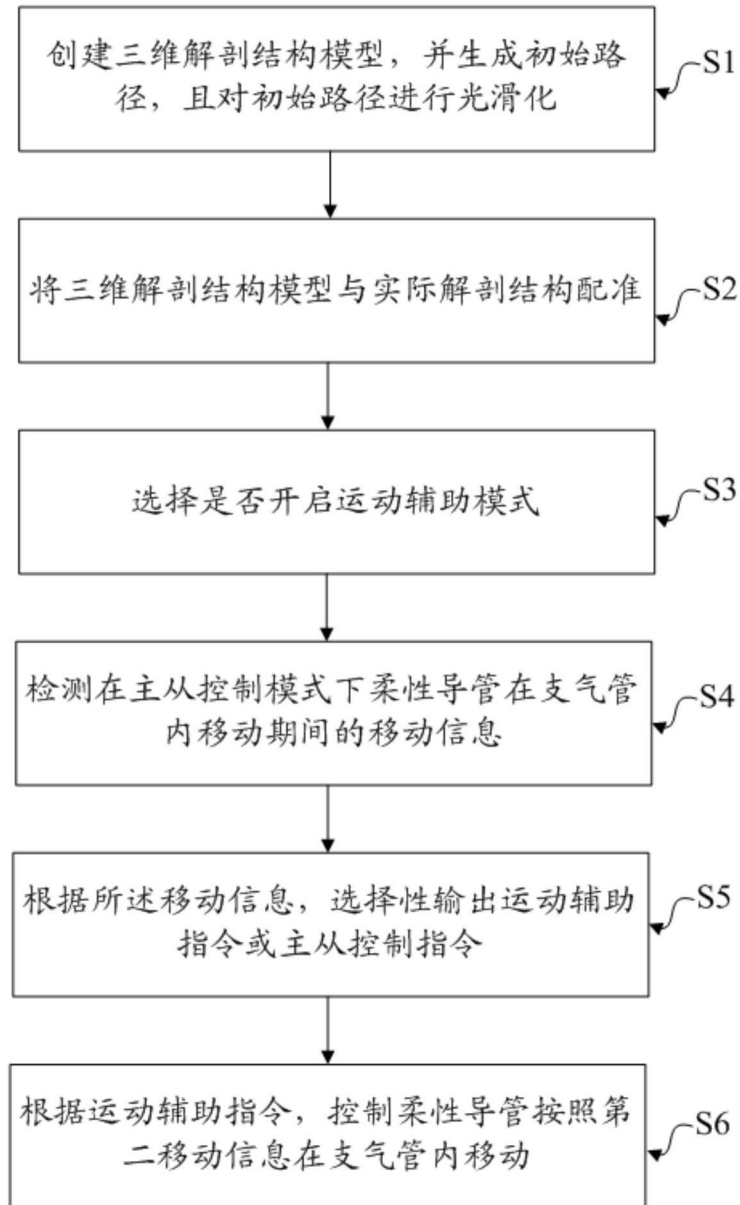


图5

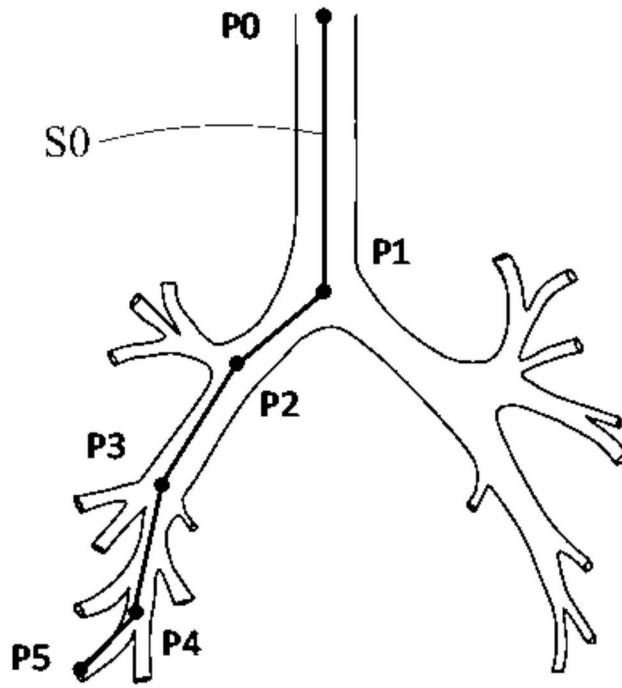


图6

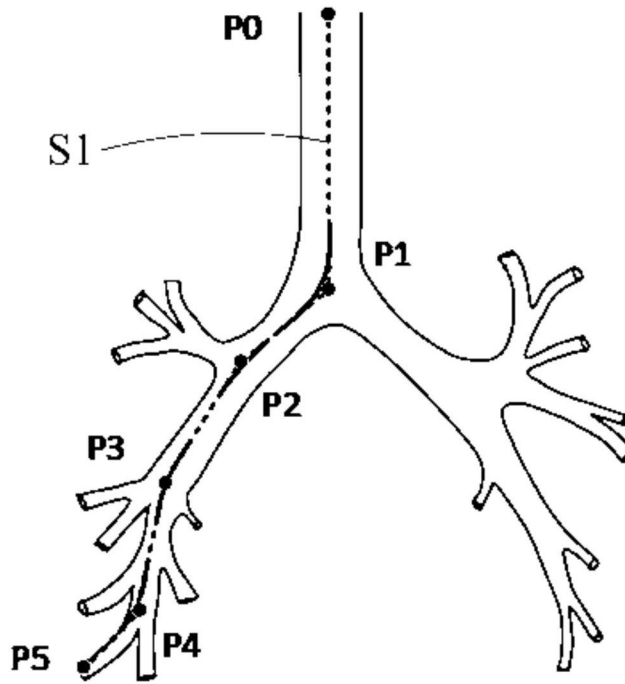


图7

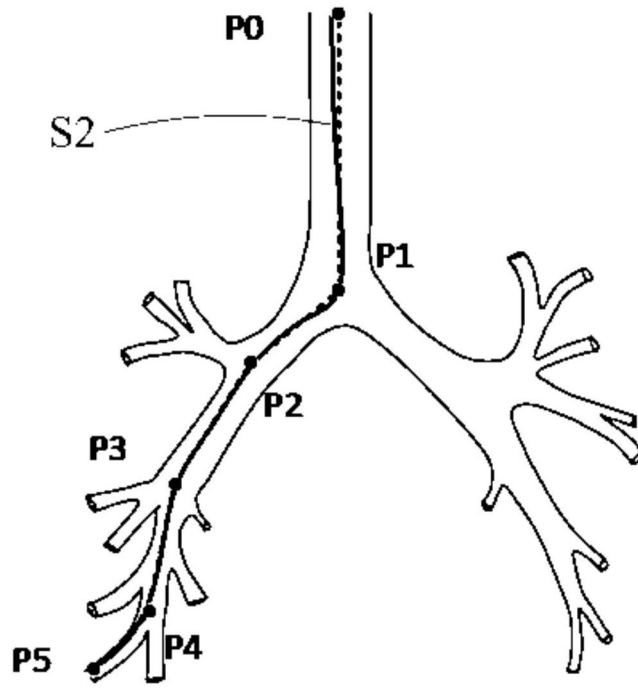


图8

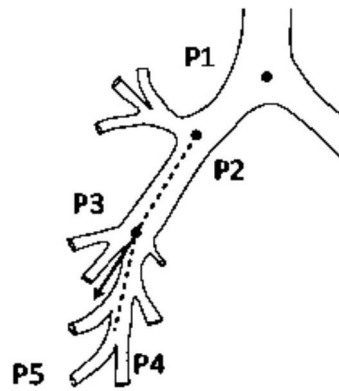


图9a

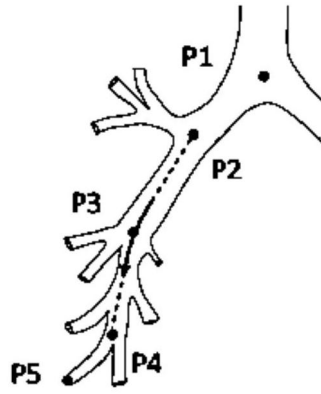


图9b

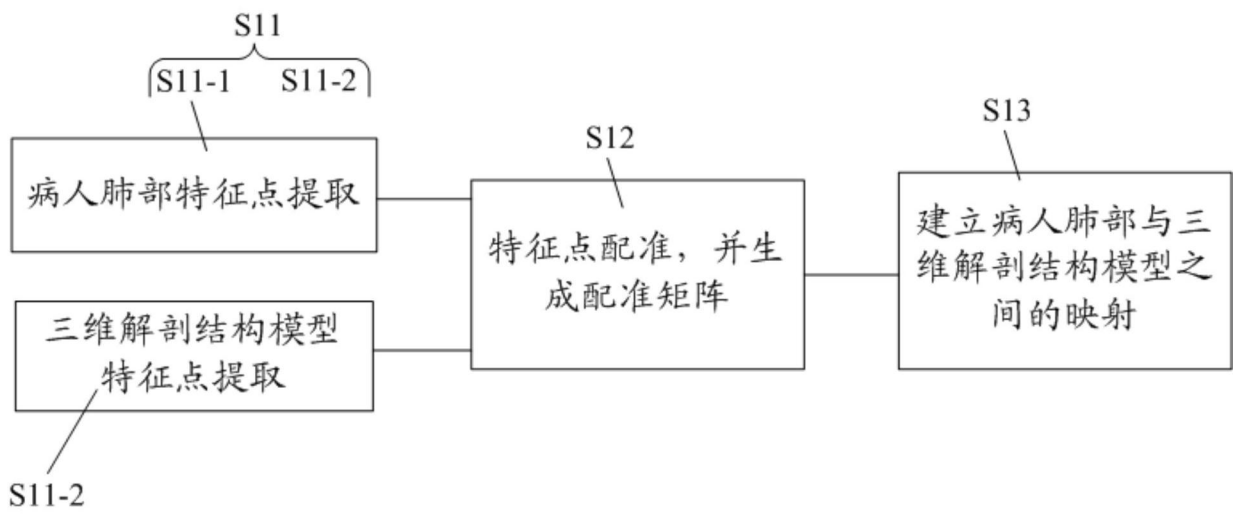


图10

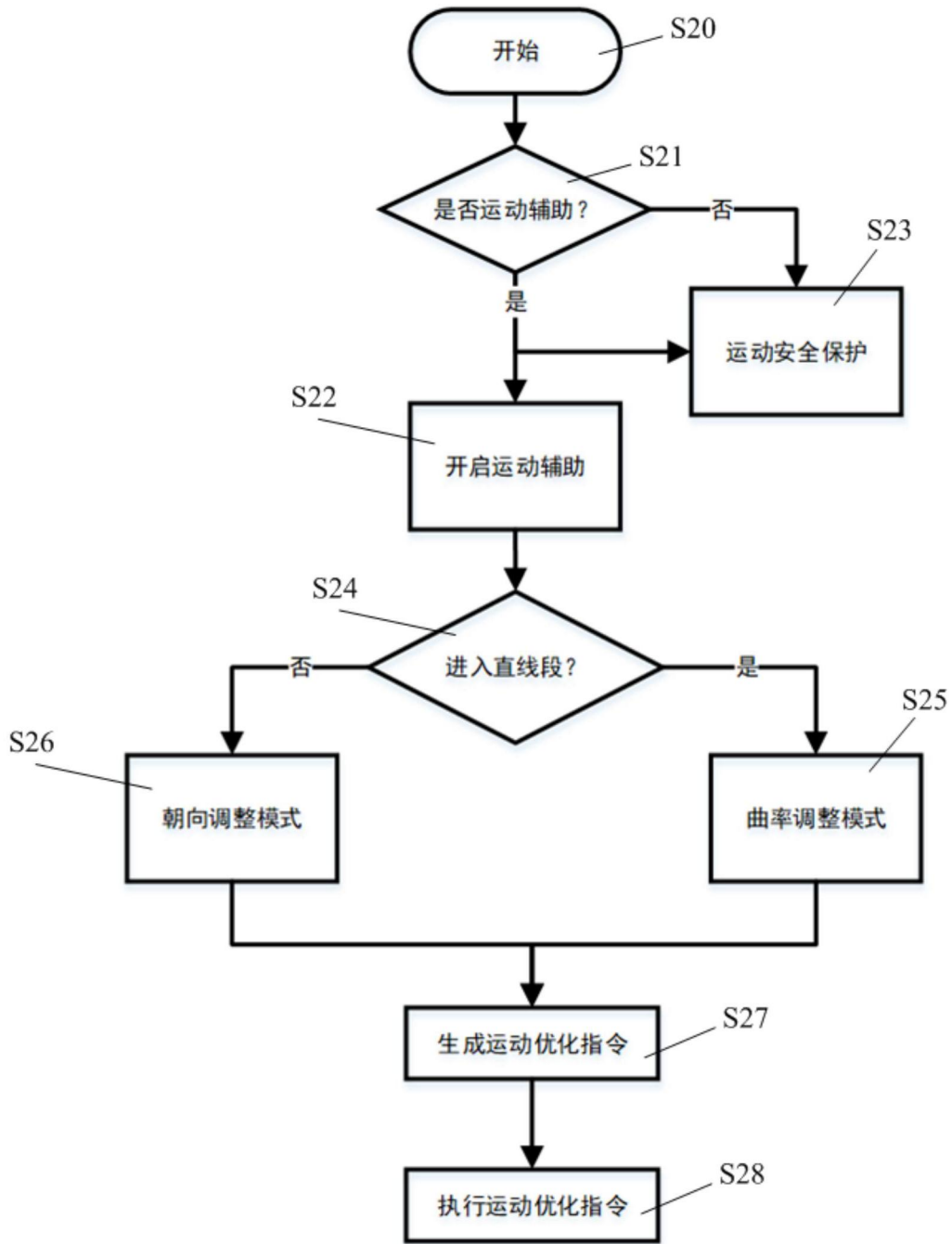


图11

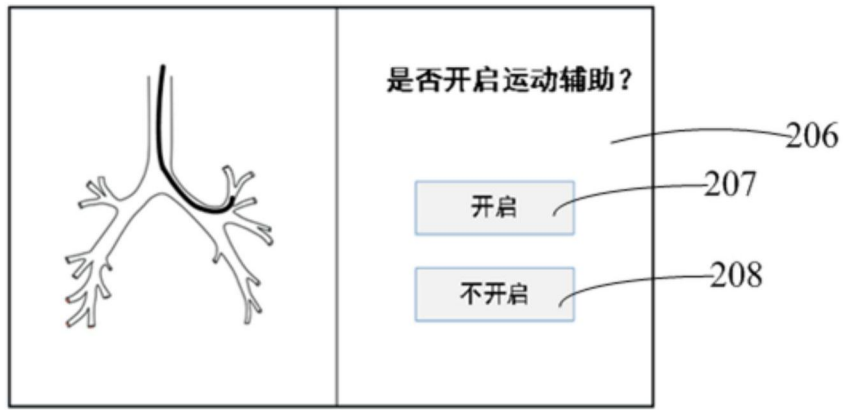


图12

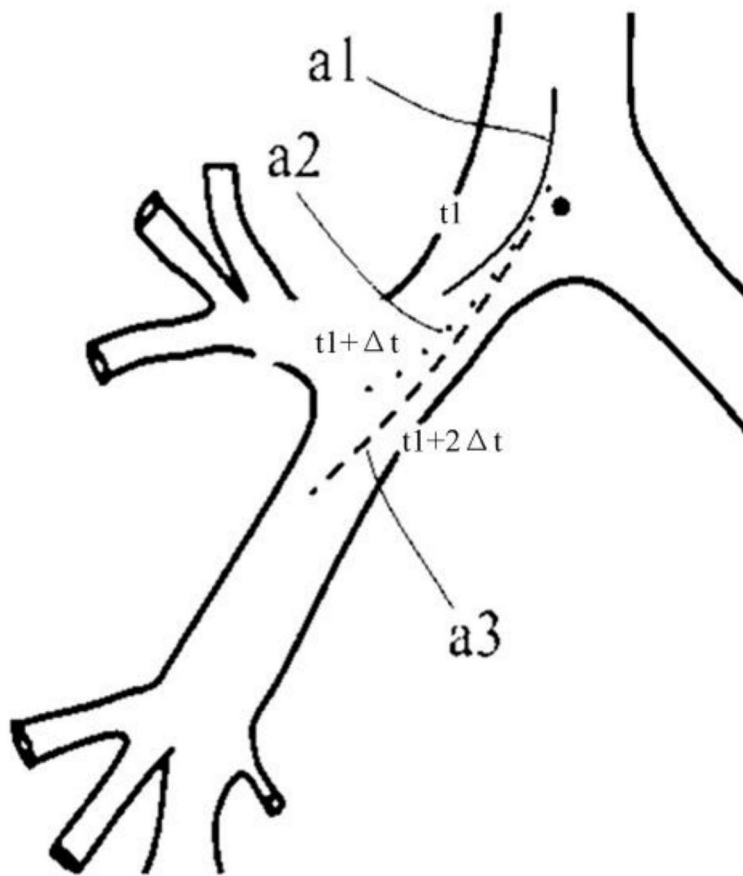


图13

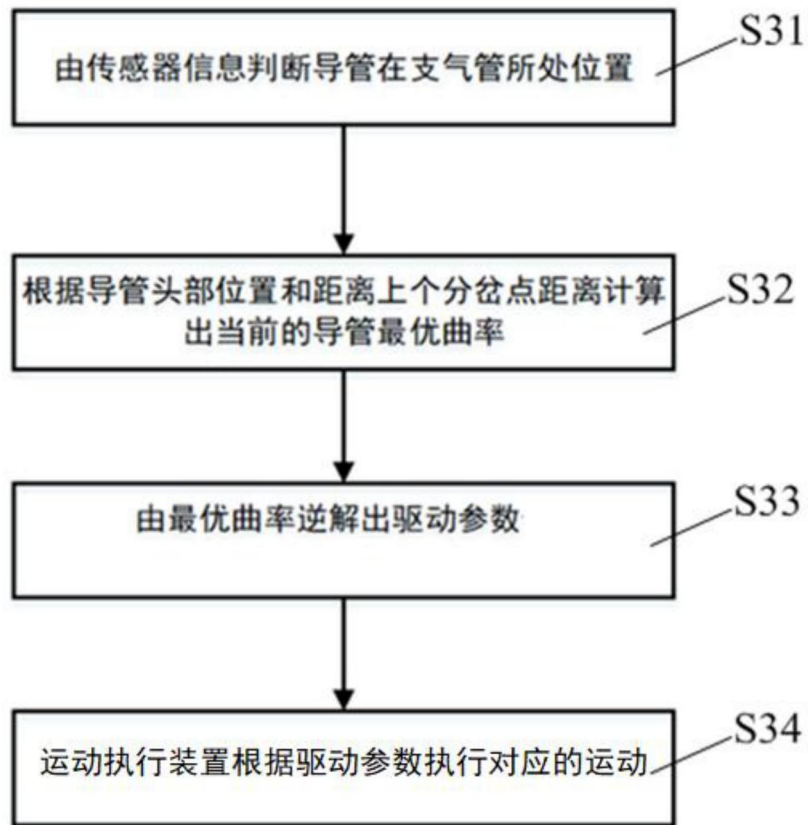


图14

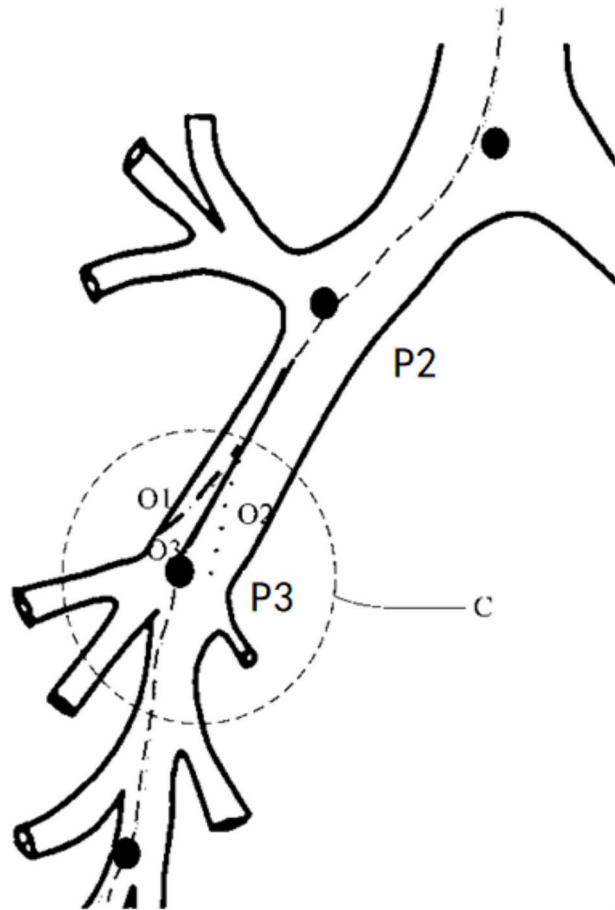


图15

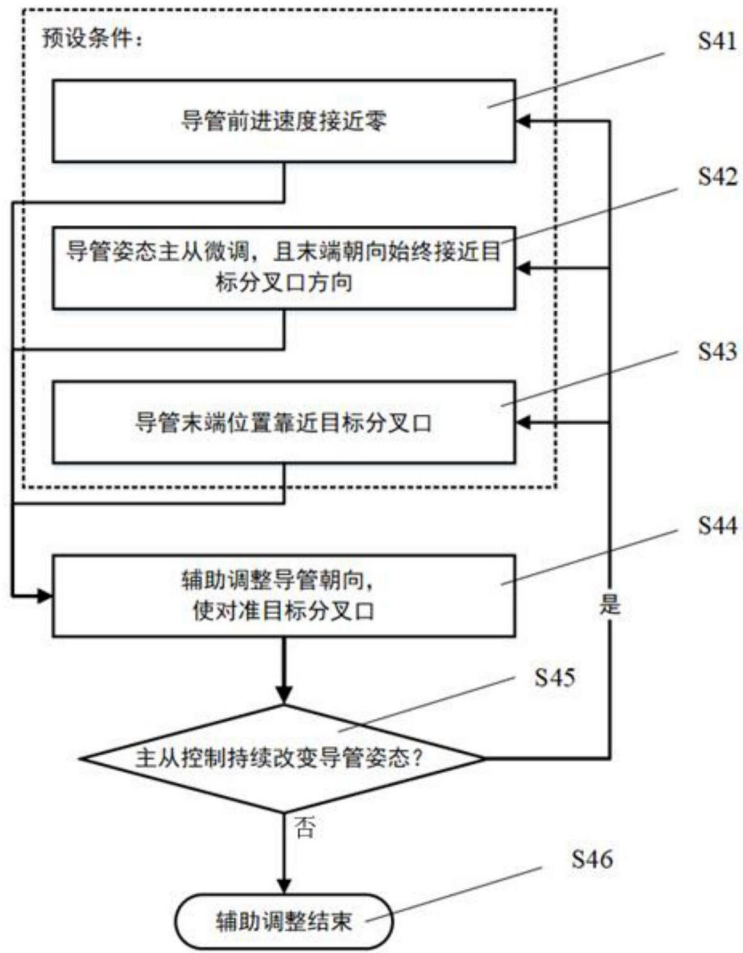


图16

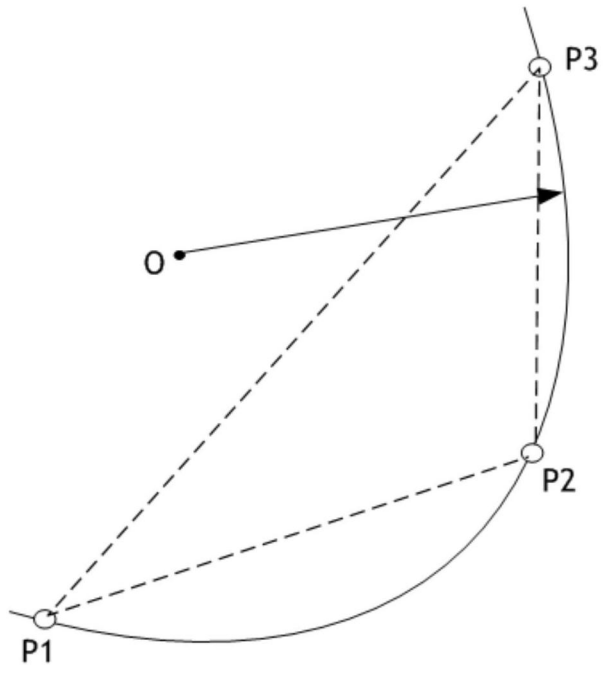


图17

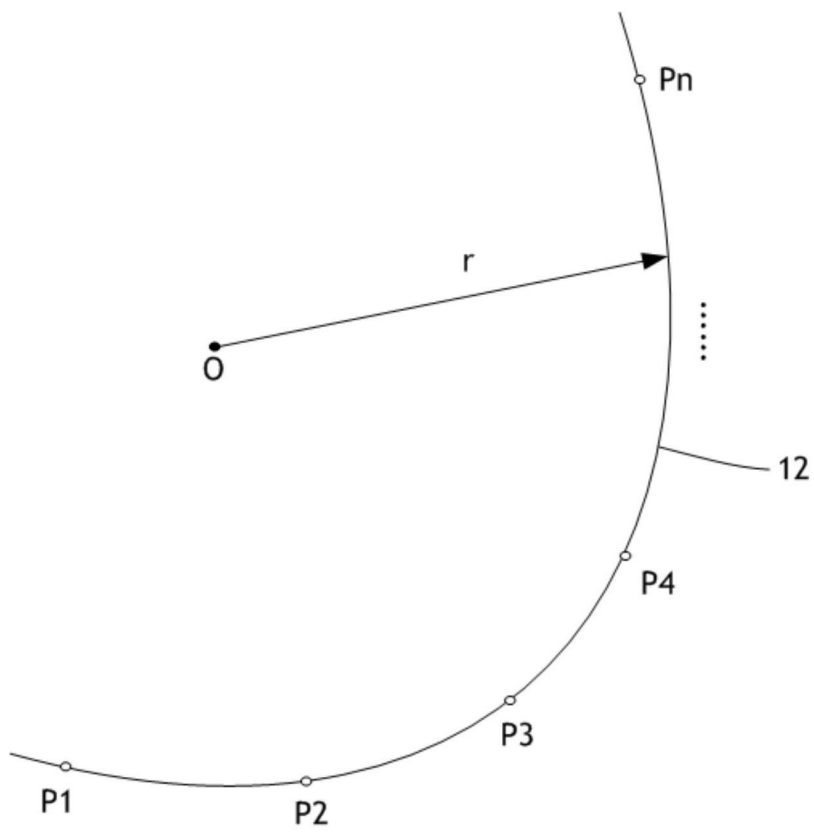


图18