



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107427327 A

(43)申请公布日 2017.12.01

(21)申请号 201580064974.9

S·奥利 M·劳恩 F·H·摩尔

(22)申请日 2015.09.30

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

(30)优先权数据

代理人 王茂华 潘聪

62/057,936 2014.09.30 US

62/096,825 2014.12.24 US

62/211,135 2015.08.28 US

(51)Int.Cl.

A61B 34/30(2006.01)

A61B 34/32(2006.01)

A61B 10/04(2006.01)

A61B 17/94(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/053306 2015.09.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/054256 EN 2016.04.07

(71)申请人 奥瑞斯外科手术机器人公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 E·洛莫 D·S·敏茨 A·蒋

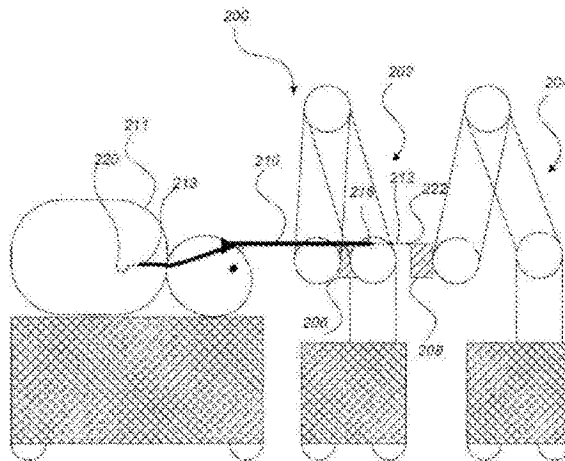
权利要求书7页 说明书41页 附图78页

(54)发明名称

具有虚拟轨迹和柔性内窥镜的可配置机器人外科手术系统

(57)摘要

提供了用于移动或操纵机器人手臂的系统和方法。一组机器人手臂被配置成在机器人手臂的末端执行器之间形成虚拟轨道或线。机器人手臂响应于诸如来自用户的力之类的外力。当用户移动机器人手臂中的单个机器人手臂时,其它机器人手臂将自动移动以维持虚拟轨道对准。机器人手臂的末端执行器的虚拟轨道可以在三个维度中的一个或多个维度中平移。虚拟轨道可以围绕虚拟轨道线上的点转动。机器人手臂可以检测来自用户的接触的性质并且相应地移动。保持、摇晃、轻击、推动、拉动和转动机器人手臂的不同部分引起机器人手臂的不同部分的不同移动响应。



1. 一种移动机器人手臂的系统的的方法,所述方法包括:

提供所述机器人手臂的系统,所述系统包括第一机器人手臂和第二机器人手臂,所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂相对于彼此处于预先确定的分离距离和定向;

使用所述第一机器人手臂来检测施加在所述第一机器人手臂上的力;

响应于所检测到的力自动地移动所述第一机器人手臂,所述第一机器人手臂使用第一移动矢量来移动;以及

响应于所检测到的力自动地移动所述第二机器人手臂,使得维持所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离和定向,所述第二机器人手臂使用第二移动矢量来移动。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离和定向包括:所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的线性对准。

3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的方法,其中所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述线性对准包括:所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂的接口端之间的线性对准。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的方法,

其中自动移动所述第一机器人手臂包括:围绕由所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂形成的线上的点,来枢转所述第一机器人手臂的接口端,并且其中自动移动所述第二机器人手臂包括:围绕由所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂形成的所述线上的所述点,来枢转所述第二机器人手臂的所述接口端。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的方法,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂的所述接口端之间。

6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的方法,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂的所述接口端之外。

7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的方法,其中响应于所检测到的力自动地移动所述第二机器人手臂,使得维持所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离和定向包括:沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴,一致平移所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂。

8. 根据权利要求1至7中的任一项所述的方法,其中所述第一移动矢量和所述第二移动矢量是相同的。

9. 根据权利要求1至8中的任一项所述的方法,其中所述第一移动矢量和所述第二移动矢量是不同的。

10. 根据权利要求1至9中的任一项所述的方法,其中所述机器人手臂的系统还包括第三机器人手臂,所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂相对于彼此处于所述预先确定的分离距离和定向。

11. 根据权利要求1至10中的任一项所述的方法,还包括:响应于所检测到的力自动地移动所述第三机器人手臂,使得维持所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离和定向,所述第三机器人手臂使用第三移动矢量来移动。

12. 根据权利要求1至11中的任一项所述的方法,其中所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离和定向包括:所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的线性对准。

13. 根据权利要求1至12中的任一项所述的方法,其中所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的所述线性对准包括:所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂的接口端之间的线性对准。

14. 根据权利要求1至13中的任一项所述的方法,其中自动移动所述第一机器人手臂包括:围绕由所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂形成的线上的点,来枢转所述第一机器人手臂的所述接口端,其中自动移动所述第二机器人手臂包括:围绕由所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂形成的所述线上的所述点,来枢转所述第二机器人手臂的所述接口端,并且其中自动移动所述第三机器人手臂包括:围绕由所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂形成的所述线上的所述点,来枢转所述第三机器人手臂的所述接口端。

15. 根据权利要求1至14中的任一项所述的方法,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂或所述第三机器人手臂的所述接口端中的两个或更多个接口端之间。

16. 根据权利要求1至15中的任一项所述的方法,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂或所述第三机器人手臂的所述接口端中的两个或更多个接口端之外。

17. 根据权利要求1至16中的任一项所述的方法,其中响应于所检测的力自动地移动所述第三机器人手臂,使得维持所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的所述预先确定的距离和定向包括:沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴,一致平移所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂。

18. 根据权利要求1至17中的任一项所述的方法,其中所述第一移动矢量、所述第二移动矢量和所述第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量是相同的。

19. 根据权利要求1至18中的任一项所述的方法,其中所述第一移动矢量、所述第二移动矢量和所述第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量是不同的。

20. 根据权利要求1至19中的任一项所述的方法,其中使用所述第一机器人手臂来检测施加在所述第一机器人手臂上的力包括:检测施加在所述第一机器人手臂的关节上的扭矩。

21. 根据权利要求1至20中的任一项所述的方法,其中在对患者的手术期间检测施加在所述第一机器人手臂上的力。

22. 根据权利要求1至21中的任一项所述的方法,还包括:响应于所检测到的力,启用所述机器人手臂的系统的移动模式。

23. 根据权利要求1至22中的任一项所述的方法,其中所述机器人手臂的系统的所述移动模式包括:导纳模式或阻抗模式中的一种或多种。

24. 根据权利要求1至23中的任一项所述的方法,还包括:在所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂已经移动之后,禁用所述系统的所述移动模式。

25. 一种移动机器人手臂的系统的方法,所述方法包括:

提供所述机器人手臂的系统,所述系统包括第一机器人手臂和第二机器人手臂,所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂相对于彼此处于预先确定的分离距离和预先确定的定向;

响应于所述第一机器人手臂上的所检测到的力自动移动所述第一机器人手臂,所述第一机器人手臂使用第一移动矢量来移动;以及

响应于所检测的力自动地移动所述第二机器人手臂,使得维持所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的定向,并且还可选地使得维持所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离,所述第二机器人手臂使用第二移动矢量来移动。

26. 一种机器人手臂的系统,包括:

第一机器人手臂,包括被配置成检测施加在所述第一机器人手臂上的力的力传感器;

第二机器人手臂,所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂相对于彼此处于预先确定的分离距离和定向;以及

控制器,耦合至所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂,所述控制器被配置成:(i) 响应于所检测的力,使用第一移动矢量自动移动所述第一机器人手臂;以及(ii) 响应于所检测的力,使用第二移动矢量自动移动所述第二机器人手臂,使得维持所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离和定向。

27. 根据权利要求26所述的系统,其中所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的距离和定向包括:所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的线性对准。

28. 根据权利要求26至27中的任一项所述的系统,其中所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述线性对准包括:所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂的接口端之间的线性对准。

29. 根据权利要求26至28中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:围绕由所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂形成的线上的点,来枢转所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂的所述接口端。

30. 根据权利要求26至29中的任一项所述的系统,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂的所述接口端之间。

31. 根据权利要求26至30中的任一项所述的系统,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂的所述接口端之外。

32. 根据权利要求26至31中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴,一致平移所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂。

33. 根据权利要求26至32中的任一项所述的系统,其中所述第一移动矢量和所述第二移动矢量是相同的。

34. 根据权利要求26至33中的任一项所述的系统,其中所述第一移动矢量和所述第二移动矢量是不同的。

35. 根据权利要求26至34中的任一项所述的系统,其中所述机器人手臂的系统还包括第三机器人手臂,所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂相对于彼此处于所述预先确定的分离距离和定向。

36. 根据权利要求26至35中任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:响应于所述检测到的力,使用所述第三移动矢量自动移动所述第三机器人手臂,使得维持所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离和定向。

37. 根据权利要求26至36中的任一项所述的系统,其中所述第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的所述预先确定的距离和定向包括:所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的线性对准。

38. 根据权利要求26至37中的任一项所述的系统,其中所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂之间的所述线性对准包括:所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂的所述接口端之间的线性对准。

39. 根据权利要求26至38中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:围绕由所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂形成的线上的点,来枢转所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂的所述接口端。

40. 根据权利要求26至39中的任一项所述的系统,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂或所述第三机器人手臂的所述接口端中的两个或更多个接口端之间。

41. 根据权利要求26至40中的任一项所述的系统,其中所述线上的所述点在所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂或所述第三机器人手臂的所述接口端中的两个或更多个接口端之外。

42. 根据权利要求26至41中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:沿着X轴、Y轴或Z轴的一个或多个轴,一致平移所述第一机器人手臂、所述第二机器人手臂和所述第三机器人手臂。

43. 根据权利要求26至42中的任一项所述的系统,其中所述第一移动矢量、所述第二移动矢量和所述第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量是相同的。

44. 根据权利要求26至43中的任一项所述的系统,其中所述第一移动矢量、所述第二移动矢量和所述第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量是不同的。

45. 根据权利要求26至44中的任一项所述的系统,其中所述第一机器人手臂包括至少一个关节和至少一个连杆,并且其中所述第一机器人手臂的所述力传感器包括扭矩传感器,所述扭矩传感器耦合至所述至少一个关节。

46. 根据权利要求26至45中的任一项所述的系统,其中所述第一机器人手臂包括至少一个关节和至少一个连杆,并且其中所述第一机器人手臂的所述力传感器包括触觉传感器,所述触觉传感器耦合至所述至少一个连杆。

47. 根据权利要求26至46中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:响应于所检测到的力,启用所述机器人手臂的系统的移动模式。

48. 根据权利要求26至47中的任一项所述的系统,其中所述机器人手臂的系统的所述移动模式包括:导纳模式或阻抗模式中的一种或多种。

49. 根据权利要求26至48中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:在所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂已经移动之后,禁用所述系统的所述移动模式。

50. 一种机器人手臂的系统,包括:

第一机器人手臂；

第二机器人手臂，所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂相对于彼此处于预先确定的分离距离和定向；以及

控制器，耦合至所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂，所述控制器被配置成：
(i) 响应于所述第一机器人手臂上的所检测到的力，使用第一移动矢量自动移动所述第一机器人手臂；以及 (ii) 响应于所检测到的力，使用第二移动矢量自动移动所述第二机器人手臂，使得维持所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的定向，并且还可选地使得维持所述第一机器人手臂和所述第二机器人手臂之间的所述预先确定的分离距离。

51. 一种方法，所述方法包括：提供根据权利要求26至50中的任一项所述的机器人手臂的系统。

52. 一种移动机器人手臂的方法，所述方法包括：

检测施加在所述机器人手臂上的力，所述施加的力包括力矢量和定时特性；

基于所检测到的力的所述力矢量和所述定时特性来确定用户意图；以及

响应于所确定的用户意图自动移动所述机器人手臂。

53. 根据权利要求52所述的方法，其中检测施加在所述机器人手臂上的力包括：检测所述力是否施加在所述机器人手臂的关节、连杆或接口端上。

54. 根据权利要求52至53中的任一项所述的方法，其中检测施加在所述机器人手臂上的所述力包括以下各项中的一项或多项：使用耦合至所述机器人手臂的关节的扭矩传感器来检测所述力、或使用耦合至所述机器人手臂的连杆的触觉传感器来检测所述力。

55. 根据权利要求52至54中的任一项所述的方法，其中确定所述用户意图包括：确定所施加的力是否为以下各项中的一项或多项：所述机器人手臂的至少一部分的保持、推动、拉动、轻击、多击、转动、或摇晃。

56. 根据权利要求52至55中的任一项所述的方法，还包括：在自动移动所述机器人手臂之前，启用所述机器人手臂的移动模式。

57. 根据权利要求52至56中的任一项所述的方法，还包括：在自动移动所述机器人手臂之后，禁用所述机器人手臂的所述移动模式。

58. 根据权利要求52至57中的任一项所述的方法，其中启用所述移动模式包括：从以下各项接收指令：与所述机器人手臂通信的脚踏板、与所述机器人手臂通信的操纵杆、语音命令、所检测到的光、或与所述机器人手臂通信的计算设备。

59. 根据权利要求52至58中的任一项所述的方法，其中所述移动模式包括：阻抗模式或导纳模式中的一种或多种。

60. 根据权利要求52至59中的任一项所述的方法，其中确定所述用户意图包括：确定施加在所述机器人手臂上的所述力包括所述机器人手臂的关节上的至少一个轻击，并且其中自动移动所述机器人手臂包括：响应于所述至少一个轻击，自动移动所述机器人手臂的所述关节，同时维持所述手臂的至少一个其它关节或接口端的位置。

61. 根据权利要求52至60中的任一项所述的方法，其中确定所述用户意图包括：确定施加在所述机器人手臂上的所述力包括所述机器人手臂的接口端上的拉动，同时维持所述机器人手臂的关节的位置，并且其中自动移动所述机器人手臂包括：转动所述机器人手臂的

所述接口端。

62. 根据权利要求52至61中的任一项所述的方法,其中确定所述用户意图包括:确定施加在所述机器人手臂上的所述力包括所述机器人手臂的接口端上的推动或拉动,并且其中自动移动所述机器人手臂包括:响应于所述接口端上的推动或拉动,自动移动所述机器人手臂的所述接口端,并且自动移动整个机器人手臂以跟随所述接口端的所述移动。

63. 根据权利要求52至62中的任一项所述的方法,还包括:在移动所述机器人手臂之前,记住所述机器人手臂的初始位置。

64. 根据权利要求52至63中的任一项所述的方法,还包括:响应于所确定的用户意图,在移动所述机器人手臂之后,将所述机器人手臂移回所述初始位置。

65. 一种移动机器人手臂的方法,所述方法包括:

基于施加在所述机器人手臂上的所检测的力来确定用户意图;以及
响应于所确定的用户意图,自动移动所述机器人手臂。

66. 一种机器人手臂系统,包括:

机器人手臂,包括被配置成检测施加在所述机器人手臂上的力的力传感器,所施加的力包括力矢量和定时特性;以及

控制器,耦合至所述机器人手臂,所述控制器被配置成:(i) 基于所检测的力的所述力矢量和所述定时特性来确定用户意图;以及(ii) 响应于所确定的用户意图自动移动所述机器人手臂。

67. 根据权利要求66所述的系统,其中所述力传感器被配置成检测所述力是否施加在所述机器人手臂的关节、连杆或接口端。

68. 根据权利要求66至67中的任一项所述的系统,其中所述力传感器包括以下各项中的一项或多项:耦合至所述机器人手臂的关节的扭矩传感器、或耦合至所述机器人手臂的连杆的触觉传感器。

69. 根据权利要求66至68中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成通过确定所施加的力是否为以下各项中的一项或多项来确定所述用户意图:所述机器人手臂的至少一部分的保持、推动、拉动、轻击、多击、转动、或摇晃。

70. 根据权利要求66至69中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:在自动移动所述机器人手臂之前,启用所述机器人手臂的移动模式。

71. 根据权利要求66至70中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:在自动移动所述机器人手臂之后,禁用所述机器人手臂的所述移动模式。

72. 根据权利要求66至71中的任一项所述的系统,还包括外部控制单元,所述外部控制单元与所述控制器进行通信以实现所述移动模式。

73. 根据权利要求66至72中的任一项所述的系统,其中所述外部控制单元包括以下各项中的一项或多项:脚踏板、操纵杆、麦克风、光检测器、或计算设备。

74. 根据权利要求66至73中的任一项所述的系统,其中所述移动模式包括阻抗模式或导纳模式中的一种或多种。

75. 根据权利要求66至74中的任一项所述的系统,其中所述机器人手臂包括关节、连杆和接口端。

76. 根据权利要求66至75中的任一项所述的系统,其中所述控制器被配置成:通过确定

施加在所述机器人手臂上的所述力包括所述关节上的至少一个轻击来确定所述用户意图，并且通过响应于所述至少一个轻击而自动移动所述机器人手臂的所述关节、同时维持所述手臂的至少一个其它关节或所述接口端的位置来自动移动所述机器人手臂。

77. 根据权利要求66至76中的任一项所述的系统，其中所述控制器被配置成：通过确定施加在所述机器人手臂上的所述力包括所述机器人手臂的所述接口端上的拉动、同时维持所述机器人手臂的所述关节的位置来确定所述用户意图，并且通过转动所述机器人手臂的所述接口端来自动移动所述机器人手臂。

78. 根据权利要求66至77中的任一项所述的系统，其中所述控制器被配置成：通过确定施加在所述机器人手臂上的所述力包括所述机器人手臂的所述接口端上的推动或拉动来确定所述用户意图，并且通过响应于所述接口端上的所述推动或拉动自动移动所述机器人手臂的所述接口端、以及通过自动移动整个机器人手臂来跟随所述接口端的所述移动来自动移动所述机器人手臂。

79. 根据权利要求66至78中的任一项所述的系统，其中所述控制器被配置成：在移动所述机器人手臂之前，记住所述机器人手臂的初始位置。

80. 根据权利要求66至79中的任一项所述的系统，其中所述控制器被配置成：在响应于所确定的用户意图移动所述机器人手臂之后，将所述机器人手臂移回所述初始位置。

81. 一种方法，所述方法包括：提供根据权利要求66至80中的任一项所述的机器人手臂系统。

具有虚拟轨迹和柔性内窥镜的可配置机器人外科手术系统

[0001] 交叉引用

[0002] 本申请要求于2014年9月30日提交的美国临时申请号62/057,936【代理人案卷号41633-716.101】、于2014年12月24日提交的美国临时申请号62/096,825【代理人案卷号41663-717.101】以及于2015年8月28日提交的美国临时申请号62/211,135【代理人案卷号41663-732.101】的权益,这些申请通过引用并入本文。

[0003] 本申请的主题涉及以下共同待决专利申请的主题:临时申请序号62/096,825【代理人案卷号41663-717.101】;临时申请序号62/057,936【代理人案卷号41663-716.101】;临时申请序号61/940,180【代理人案卷号41663-714.101】;申请序号14/523,760【代理人案卷号41663-712.201】;申请序号14/542,373【代理人案卷号41663-712.301】;申请序号14/542,387【代理人案卷号41663-712.302】;申请序号14/542,403【代理人案卷号41663-712.303】;以及申请序号14/542,429【代理人案卷号41663-712.304】,其通过引用并入本文。

技术领域

[0004] 本申请的领域涉及医疗设备。更具体地,本发明的领域涉及一种用于机器人辅助外科手术的导管和内窥镜的机械工具和制造技术、以及用于机器人辅助腔内外科手术或其它外科手术的系统和工具。

背景技术

[0005] 内窥镜检查是广泛使用的微创技术,其用于成像和将治疗递送到人体内的解剖位置。通常,柔性内窥镜用于将工具递送到身体内部的手术部位,例如,通过其中执行手术的小切口或身体中的自然孔口(鼻、肛门、阴道、泌尿、喉等)。内窥镜可以在柔性轴的远端具有成像、照明和转向功能,使得能够导航非线性球囊(lumen)或通路。

[0006] 腔内外科手术应用涉及将内窥镜定位并且驱动到期望的解剖位置。为了帮助腔内导航,内窥镜通常具有用于铰接小远端弯曲段的器件。当今的内窥镜设备通常是手持式设备,其具有许多用于各种功能性的杠杆、拨盘和按钮,但是在铰接方面提供有限的性能。为了控制,医生通过操纵杠杆或拨盘结合扭转内窥镜的轴来控制内窥镜的位置和进展。这些技术需要医生当使用设备将内窥镜递送到所需位置时扭曲他们的手和手臂。由此产生的手臂运动和位置对于医生来说是尴尬的;维持那些位置还可以在体力上费力。因此,弯曲段的手动致动通常受制于低致动力和不良人体工程学。

[0007] 当外科医生维持所需位置时,当今的内窥镜还需要支持人员从内窥镜中递送手术、诊断或治疗设备,从内窥镜中操作手术、诊断或治疗设备,以及从内窥镜中移除手术、诊断或治疗设备。当今的内窥镜还利用拉线,其产生曲线对准和肌肉发育的问题。一些过程需要荧光镜检查或分段CT扫描,以帮助导航到所需位置,特别地,用于小球囊导航。

[0008] 因此,有利的是具有提供改进的人体工程学、可用性和导航的腔内机器人过程的系统和工具。这些技术的应用还可以应用于其它外科手术过程,诸如血管外科手术。还可能

有利的是提高对导管和内窥镜的控制,以在弯曲操作期间具有中性轴线保持恒定的受控弯曲。附加地,有利的是具有用于制造这种导管和内窥镜(即,尽管在解剖结构和空间中使用期间发生弯曲、拉伸和铰接,但是维持中性轴线的内窥镜和导管)的改进方法。

发明内容

[0009] 本发明的实施例提供了一种具有穿过其中的球囊的护套,其具有可控制的和可铰接的远端,其安装到具有至少3个DOF(但是优选地6个DOF或更多个DOF)的第一机器人手臂。该实施例还包括具有可控制和可铰接的远端的柔性内窥镜、其远端处的光源和视频捕获单元、以及延伸穿过其中的至少一个工作通道。柔性内窥镜滑动地设置在护套的球囊中,并且被安装到具有至少3个DOF(但是优选地6个DOF或更多个DOF)的第二机器人手臂。还包括第一模块和第二模块,其分别可操作地耦合至护套和柔性内窥镜的近端。模块安装到第一机器人手臂和第二机器人手臂,从而分别将护套和柔性内窥镜安装到第一机器人手臂和第二机器人手臂。这些模块提供了机构,其转向和操作护套和柔性内窥镜,并且从机器人手臂接收电力和其它用途。机器人手臂被定位成使得第一模块远离第二模块,并且护套的近端远离柔性内窥镜的近端。第一机器人手臂和第二机器人手臂相对于彼此和相对于患者的移动导致护套相对于柔性内窥镜的移动以及任一相对于患者的移动。

[0010] 在一个实施例中,机器人相对于彼此定位,使得护套和柔性内窥镜在第一机器人手臂和第二机器人手臂之间处于基本上直的(例如,大约180度的角度)、同轴对准的配置,形成机器人手臂之间的“虚拟轨道”。应当指出,虚拟轨道可以呈范围从90度至180度的角度。机器人手臂相对于彼此的移动提供护套和柔性内窥镜相对于彼此和患者的轴向运动,同时维持机器人手臂之间的虚拟轨道。

[0011] 第一机器人手臂和第二机器人手臂可以在分开的移动推车上或者在相同的移动推车上。移动推车准许在手术室之间传送手臂或在手术室内移动以更好地适应必要的设备和患者床。可替代地,尽管不太优选,但是机器人手臂可以固定在地板或床上。

[0012] 可替代地,本发明提供用于不同手术的多个模块,其中机器人手臂从位于手术室中的存储位置(例如,模块交换台或架)取回所需模块。每个模块或模块对都是针对特定类型的手术而设计的。

[0013] 具有护套和柔性内窥镜组合的模块可以在人体内(例如,支气管和其它肺气道、血管、尤其是泌尿道)导航狭窄球囊。附加模块可以包括腹腔镜(单端口或双端口)、显微手术模块(其也可以具有护套和柔性内窥镜布置,但大小适合于眼睛或其它显微外科手术部位)。可替代地,显微外科手术模块可以被配置成保持大小适当地适合于外科手术尺度的刚性仪器。

[0014] 在按照本发明的实施例中,护套和柔性内窥镜包括轴,其具有近端、远端和可控制的弯曲段,其中优选地,可控制的弯曲段是远端弯曲段。至少一个筋导管(优选地,四个)通过轴壁的壁从可控制的弯曲段的近端延伸到远端部分(优选地,远端)。优选地,轴具有近似的圆形或椭圆形横截面。至少一个筋(优选地,四个)延伸穿过至少一个筋导管中的每个筋导管。筋导管延伸通过轴壁大致平行于从近端向上到轴的螺旋段的轴的中心轴线,并且其中筋导管以相对于中心轴线的螺旋或螺旋图案延伸通过轴壁向上到可控制的弯曲段的近端部分,并且其中筋导管延伸通过轴壁大致平行于中心轴线向上到可控制的弯曲段的远端

部分。优选地,可控制的弯曲段位于轴的远端。该至少一个筋被紧固到可控制的弯曲段的远端部分,使得张紧该至少一个筋会使可控制的弯曲段铰接。

[0015] 公开了用于机器人辅助内窥镜外科手术的系、设备和方。示例性机器人外科手术系可以包括第一机器人手臂和第二机器人手臂、以及用于操作机器人手臂的控制器。第一机器人手臂和第二机器人手臂可以分别包括可以耦合至(多个)内窥镜工具的第一设备操纵器和第二设备操纵器。第一设备操纵器和第二设备操纵器可以被配置成对准以形成虚拟轨道来操作(多个)内窥镜工具。第一机器人手臂和/或第二机器人手臂可以以保持虚拟轨道对准的方式可移动,从而维持(多个)内窥镜工具的适当和/或期望的对准。控制器可以被配置成以维持虚拟轨道对准的方式移动第一设备操纵器和第二设备操纵器。第一机器人手臂或第二机器人手臂中的一个或多个机器人手臂可以响应于用户施加在其上的力,并且施加在机器人手臂中的一个机器人手臂上的力可以使得两个手臂彼此协调地移动,使得维持虚拟轨道对准。由第一机器人手臂和第二机器人手臂或设备操纵器形成的虚拟轨道可以在X轴、Y轴或Z轴(即,水平地和/或垂直地)中的一个或多个轴上平移。虚拟轨道还可以围绕由第一机器人手臂和第二机器人手臂或设备操纵器形成的虚拟线路的任何点而枢转,诸如在设备操纵器中的一个设备操纵器的中心处、第一设备操纵器和第二设备操纵器之间的点处、或由第一设备操纵器和第二设备操纵器形成的线段之外的点处。在一些实施例中,该系统可以进一步包括第三机器人手臂,其可以由控制器操作并且可以被配置成与第一机器人手臂和第二机器人手臂一起形成虚拟轨道。该系统可以进一步包括附加的机器人手臂,其可以由控制器操作并且被配置成形成虚拟轨道。

[0016] 还公开了用于用户操纵机器人外科手术系的系、设备和方。机器人手臂可以响应于与用户施加在其上的力多种不同的输入。用户可以在机器人手臂上施加力,仅举几个示例,诸如轻击、推动、拉动、双击或多击、保持或摇晃。机器人力可以基于所检测到的力的特性来检测所施加的力并且确定用户的意图。这些特性可以包括所施加的力的位置、幅度、方向和定时。基于所确定的用户意图,机器人手臂可以以预先确定的图案来移动。

[0017] 本公开的方面提供了移动机器人手臂的系的方法。可以提供机器人手臂的系。该系统可以包括第一机器人手臂和第二机器人手臂。第一机器人手臂和第二机器人手臂可以相对于彼此处于预先确定的距离和定向。第一机器人手臂可以检测施加在其上的力。第一机器人手臂可以响应于所检测到的力而自动地移动。第一机器人手臂可以用第一移动矢量来移动。第二机器人手臂可以响应于所检测到的力而自动移动,使得维持第一机器人手臂和第二机器人手臂之间的预先确定的距离和定向。第二机器人手臂可以用第二移动矢量来移动。

[0018] 第一机器人手臂和第二机器人手臂之间的预先确定的距离和定向可以包括第一机器人手臂和第二机器人手臂之间的线性对准,诸如第一机器人手臂和第二机器人手臂的接口端之间的线性对准。在自动移动第一机器人手臂时,第一机器人手臂的接口端可以围绕由第一机器人手臂和第二机器人手臂形成的线上的点而枢转。在自动移动第二机器人手臂时,第二机器人手臂的接口端可以围绕由第一机器人手臂和第二机器人手臂形成的线上的点而枢转。该线上的点可以在第一机器人手臂和第二机器人手臂的接口端之间、或者在第一机器人手臂和第二机器人手臂的接口端之外。

[0019] 在响应于所检测到的力而自动地移动第二机器人手臂使得维持第一机器人手臂

和第二机器人手臂之间的预先确定的距离和定向时,第一机器人手臂和第二机器人手臂可以沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴而一致平移。在一些实施例中,第一移动矢量和第二移动矢量是相同的。在其它实施例中,第一移动矢量和第二移动矢量是不同的。

[0020] 机器人手臂的系统还可以包括第三机器人手臂。第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂可以相对于彼此处于预先确定的距离和定向。第三机器人手臂可以响应于所检测到的力而自动移动,使得维持第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的预先确定的距离和定向。第三机器人手臂可以用第三移动矢量来移动。第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的预先确定的距离和定向可以包括:第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的线性对准,诸如第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂的接口端之间的线性对准。

[0021] 在自动移动第一机器人手臂时,第一机器人手臂的接口端可以围绕由第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂形成的线上的点而枢转。在自动移动第二机器人手臂时,第二机器人手臂的接口端可以围绕由第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂形成的线上的点而枢转。在自动移动第三机器人手臂时,第三机器人手臂的接口端可以围绕由第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂形成的线上的点而枢转。该线上的点可以在第一机器人手臂、第二机器人手臂或第三机器人手臂的接口端中的两个或更多个接口端之间,或者可以在第一机器人手臂、第二机器人手臂或第三机器人手臂的接口端中的两个或多个接口端之外。在响应于所检测到的力而自动移动第三机器人手臂使得维持第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的预先确定的距离和定向时,第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂可以沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴而一致平移。在一些实施例中,第一移动矢量、第二移动矢量和第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量相同。在其它实施例中,第一移动矢量、第二移动矢量和第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量是不同的。

[0022] 在一些实施例中,第一机器人手臂可以通过检测施加在第一机器人手臂的关节上的扭矩来检测施加在第一机器人手臂上的力。在对患者的手术期间可以检测施加在第一机器人手臂上的力。

[0023] 在一些实施例中,可以响应于所检测到的力而启用机器人手臂的系统的移动模式。机器人手臂的系统的移动模式可以包括导纳模式或阻抗模式中的一种或多种。在第一机器人手臂和第二机器人手臂移动之后,可以禁用系统的移动模式。

[0024] 本公开的方面提供了机器人手臂的系统。示例性系统可以包括第一机器人手臂、第二机器人手臂和控制器。第一机器人手臂可以包括力传感器,其被配置成检测施加在第一机器人手臂上的力。第一机器人手臂和第二机器人手臂可以相对于彼此处于预先确定的距离和定向。控制器可以耦合至第一机器人手臂和第二机器人手臂。控制器可以被配置成:(i) 响应于所检测到的力,使用第一移动矢量自动移动第一机器人手臂,以及(ii) 响应于所检测到的力,使用第二移动矢量自动移动第二机器人手臂,使得维持第一机器人手臂和第二机器人手臂之间的预先确定的距离和定向。

[0025] 第一机器人手臂和第二机器人手臂之间的预先确定的距离和定向可以包括:第一机器人手臂和第二机器人手臂之间的线性对准,诸如第一机器人手臂和第二机器人手臂的接口端之间的线性对准。控制器可以被配置成围绕由第一机器人手臂和第二机器人手臂形

成的线上的点来枢转第一机器人手臂和第二机器人手臂的接口端。该线上的点可以在第一机器人手臂和第二机器人手臂的接口端之间、或者在第一机器人手臂和第二机器人手臂的接口端之外。

[0026] 控制器可以被配置成沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴而一致平移第一机器人手臂和第二机器人手臂。在一些实施例中,第一移动矢量和第二移动矢量是相同的。在其它实施例中,第一移动矢量和第二移动矢量是不同的。

[0027] 该系统还可以包括第三机器人手臂。第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂可以相对于彼此处于预先确定的距离和定向。控制器可以被配置成响应于所检测到的力而自动地使用第三移动矢量来移动第三机器人手臂,使得维持第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的预先确定的距离和定向。第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的预先确定的距离和定向可以包括:在第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂之间的线性对准,诸如第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂的接口端之间的线性对准。

[0028] 控制器可以被配置成围绕由第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂形成的线上的点来枢转第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂的接口端。该线上的点可以在第一机器人手臂、第二机器人手臂或第三机器人手臂的接口端中的两个或更多个接口端之间,或者可以在第一机器人手臂、第二机器人手臂或第三机器人手臂的接口端中的两个或多个接口端之外。控制器可以被配置成沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴而平移第一机器人手臂、第二机器人手臂和第三机器人手臂。在一些实施例中,第一移动矢量、第二移动矢量和第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量是相同的。在其它实施例中,第一移动矢量、第二移动矢量和第三移动矢量中的两个或更多个移动矢量是不同的。

[0029] 第一机器人手臂可以包括至少一个关节和至少一个连杆。第一机器人手臂的力传感器可以包括耦合至至少一个关节的扭矩传感器。第一机器人手臂可以包括至少一个关节和至少一个连杆。第一机器人手臂的力传感器可以包括耦合至至少一个连杆的触觉传感器。

[0030] 控制器可以被配置成响应于所检测到的力而启用机器人手臂的系统的移动模式。机器人手臂的系统的移动模式可以包括导纳模式或阻抗模式中的一种或多种。控制器可以被配置成:在第一机器人手臂和第二机器人手臂已经移动之后,禁用系统的移动模式。

[0031] 本公开的各方面提供了移动机器人手臂的方法。

[0032] 可以检测施加在机器人手臂上的力。所施加的力可以包括力矢量和定时特性。可以基于所检测到的力的力矢量和定时特性来确定用户意图。响应于所确定的用户意图,可以自动移动机器人手臂。检测施加在机器人手臂上的力可以包括:检测力是否施加在机器人手臂的关节、连杆或接口端上,或者以下两项中的一项或多项:使用耦合至机器人手臂的关节的转矩传感器来检测力、或使用耦合至机器人手臂的连杆的触觉传感器来检测力。确定用户意图可以包括:确定所施加的力是否为以下各项中的一项或多项:机器人手臂的至少一部分的保持、推动、拉动、轻击、多击、转动或摇晃。

[0033] 可以在自动移动机器人手臂之前启用机器人手臂的移动模式。在自动移动机器人手臂之后,机器人手臂的移动模式可以被禁用。为了启用移动模式,仅举几个示例,可以从以下各项中接收指令:与机器人手臂通信的脚踏板、与机器人手臂通信的操纵杆、语音命

令、所检测到的光、或与机器人手臂通信的计算设备。移动模式可以包括阻抗模式或导纳模式中的一个或多个。

[0034] 为了确定用户意图,可以检测用户的手势类型。确定用户意图可以包括:确定施加在机器人手臂上的力包括在机器人手臂的关节上的至少一个轻击;以及响应于该至少一个轻击,可以自动移动机器人手臂的关节,同时维持该手臂的至少一个其它关节或接口端的位置。确定用户意图可以包括:确定施加在机器人手臂上的力包括在机器人手臂的接口端上的拉动,同时维持机器人手臂的关节的位置;以及可以转动机器人手臂的接口端。确定用户意图可以包括:确定施加在机器人手臂上的力包括机器人手臂的接口端上的推动或拉动;以及响应于接口端上的推动或拉动可以自动移动机器人手臂的接口端,并且可以自动移动整个机器人手臂以跟随接口端的移动。

[0035] 在一些实施例中,机器人手臂的初始位置可以在移动机器人手臂之前被记住。响应于所确定的用户意图而移动机器人手臂后,机器人手臂可以移回到初始位置。

[0036] 本公开的方面可以提供机器人手臂的系统。示例性机器人手臂的系统可以包括机器人手臂和控制器。机器人手臂可以包括被配置成检测施加在机器人手臂上的力的力传感器。所施加的力可以包括力矢量和定时特性。控制器可以耦合至机器人手臂。控制器可以被配置成:(i) 基于所检测到的力的力矢量和定时特性来确定用户意图;以及(ii) 响应于所确定的用户意图来自动移动机器人手臂。

[0037] 力传感器可以被配置成检测力是否施加在机器人手臂的关节、连杆或接口端上。力传感器可以包括以下各项中的一项或多项:耦合至机器人手臂的关节的扭矩传感器、或耦合至机器人手臂的连杆的触觉传感器。

[0038] 控制器可以被配置成通过确定所施加的力是否为以下各项中的一项或多项来确定用户意图:机器人手臂的至少一部分的保持、推动、拉动、轻击、多击、转动或摇晃。控制器可以被配置成在自动移动机器人手臂之前启用机器人手臂的移动模式。控制器可以被配置成在自动移动机器人手臂之后禁用机器人手臂的移动模式。

[0039] 系统还可以包括外部控制单元,其与控制器通信以实现移动模式。外部控制单元可以包括以下各项中的一项或多项:脚踏板、操纵杆、麦克风、光检测器、或计算设备。移动模式可以包括阻抗模式或导纳模式中的一个或多个。

[0040] 机器人手臂可以包括关节、连杆和接口端。

[0041] 控制器可以被配置成例如通过手势感测以多种方式来确定用户意图。控制器可以被配置成通过确定施加在机器人手臂上的力包括关节上的至少一个轻击来确定用户意图,并且通过响应于该至少一个轻击自动地移动机器人手臂的关节、同时维持手臂的至少一个其它关节或接口端的位置来自动移动机器人手臂。控制器可以被配置成通过确定施加在机器人手臂上的力包括机器人手臂的接口端上的拉动、同时维持机器人手臂的关节的位置来确定用户意图,并且通过转动机器人手臂的接口端来自动移动机器人手臂。控制器可以被配置成通过确定施加在机器人手臂上的力包括机器人手臂的接口端上的推动或拉动来确定用户意图,并且通过响应于接口端上的推动或拉动自动移动机器人手臂的接口端、以及通过自动移动整个机器人手臂来跟随接口端的移动,来自动移动机器人手臂。

[0042] 控制器可以被配置成在移动机器人手臂之前记住机器人手臂的初始位置。控制器可以被配置成:在响应于所确定的用户意图移动机器人手臂之后,将机器人手臂移回到初

始位置。

附图说明

- [0043] 图1图示了按照多个实施例的机器人内窥镜系统。
- [0044] 图2A图示了按照多个实施例的机器人外科手术系统。
- [0045] 图2B图示了按照多个实施例的图2A的系统的俯视图,其中朝向患者的头部提供麻醉手推车。
- [0046] 图2C示出了图2A的系统的视图。
- [0047] 图2D和图2E图示了按照多个实施例的图2A的系统的的手臂202和204的备选布置,其示出了图2A的机器人外科手术系统的多功能性。
- [0048] 图3A图示了按照多个实施例的具有多个虚拟轨道的系统的俯视图。
- [0049] 图3B图示了按照多个实施例的具有附加的机器人手臂、相关联的工具底座、以及工具的图3A的机器人外科手术系统的使用。
- [0050] 图4A和图4B图示了本发明的实施例的模块化。
- [0051] 图5A图示按照本发明的实施例的耦合至机器人系统中的机械手臂的机构更换器接口的实现方式。
- [0052] 图5B图示了来自图5A的凸形机构更换器接口502的备选视图。
- [0053] 图5C图示了耦合至仪器设备操纵器的往复式凹形机构更换器接口,用以与来自图5A和图5B的凸形机构更换器接口502进行连接。
- [0054] 图5D图示了来自图5C的凹形机构更换器接口508的备选视图。
- [0055] 图6、图7、图8A和图8B图示了用于本发明的机器人外科手术系统的模块的备选实施例。
- [0056] 图9是按照本发明的实施例的可以与来自图1的机器人系统100一起使用的机器人导管的图示。
- [0057] 图10A、图10B和图10C图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的护套的结构。
- [0058] 图11A和图11B图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的结构。
- [0059] 图12A、图12B、图12C、图12D、图12E、图12F、图12G、图12H、图12I、图12J和图12K图示了在先前柔性仪器中表现的肌肉发育和曲线对准现象以及由本发明的实施例所示的改进。
- [0060] 图13图示了按照本发明的实施例的在球囊内具有轴向刚性管的柔性内窥镜设备的结构。
- [0061] 图14图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的球囊内的螺旋图案的结构。
- [0062] 图15A图示了按照本发明的实施例的来自机器人导管系统的机器人导管。
- [0063] 图15B图示了来自图15A的机器人导管1500的备选视图。
- [0064] 图16图示了按照本发明的实施例的机器人导管的远端。
- [0065] 图17A和图17B图示了本发明的独立驱动机构。
- [0066] 图18图示了按照本发明的实施例的具有张力感测装置的来自图17A和图17B的独立驱动机构的备选视图,其图示了柔性内窥镜设备的护套的结构。

- [0067] 图19A从备选角度图示了来自图17A、图17B和图18的独立驱动机构的剖视图。
- [0068] 图19B图示了按照本发明的实施例的先前讨论的独立驱动机构与机器人导管的组合的剖视图。
- [0069] 图20图示了按照本发明的实施例的先前讨论的具有来自机器人导管的拉线的独立驱动机构的备选视图。
- [0070] 图21图示了按照本发明的实施例的概念图,其示出了如何通过应变计来测量垂直于力定向的水平力。
- [0071] 图22图示了按照本发明实施例的构造具有螺旋球囊的导管设备的方法的流程图。
- [0072] 图23图示了按照本发明的实施例的用于制造柔性内窥镜设备的专用鼻锥体。
- [0073] 图24图示了按照本发明的实施例的用于制造柔性内窥镜设备的系统。
- [0074] 图25图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的横截面图,其中拉球囊围绕设备的圆周而被对称地布置。
- [0075] 图26A图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的横截面图,其中,拉球囊不围绕设备的圆周而被对称地布置。
- [0076] 图26B图示了按照本发明的实施例的图26A的柔性内窥镜设备的等距视图。
- [0077] 图27图示了按照本发明的实施例的用于制造图26A和图26B中的柔性内窥镜设备的方法的流程图。
- [0078] 图28A和图28B图示了中心线坐标、直径测量值和解剖空间之间的关系。
- [0079] 图29图示了按照本发明的实施例的表示解剖空间的计算机生成的三维模型。
- [0080] 图30图示了按照本发明的实施例的利用电磁跟踪器与电磁场发生器组合的机器人导管系统。
- [0081] 图31图示了按照本发明的实施例的用于配准的步骤的流程图。
- [0082] 图32A图示了按照本发明的实施例的解剖球囊内的机器人导管的远端。
- [0083] 图32B图示了按照本发明的实施例的在解剖球囊内的手术部位处使用的来自图32A的机器人导管。
- [0084] 图32C图示了按照本发明的实施例的在解剖球囊内的手术部位处使用的来自图32B的机器人导管。
- [0085] 图33A图示了按照本发明的实施例的耦合至解剖球囊内的远端弯曲段的机器人导管。
- [0086] 图33B图示了按照本发明的实施例的具有在解剖球囊内的手术部位处使用的镊子工具的来自图33A的机器人导管。
- [0087] 图33C图示了按照本发明的实施例的具有在解剖球囊内的手术部位处使用的激光设备的来自图33A的机器人导管。
- [0088] 图34图示了按照本发明的实施例的用于机器人外科手术系统的命令控制台。
- [0089] 图35A和图35B图示了按照本发明的实施例的机器人导管系统的不同视图。
- [0090] 图36图示了按照本发明的实施例的其中大大增加虚拟轨道的角度的机器人导管系统的等距视图。
- [0091] 图37A、图37B、图37C和图37D图示了按照本发明的实施例的其中使用机械手臂减少导管屈曲和长度浪费的血管手术的一系列顶视图。

[0092] 图38A和图38B图示了按照本发明的实施例的其中可以将机器人导管插入颈动脉的血管手术。

[0093] 图39图示了按照本发明的实施例的其中可以将机器人导管插入肱动脉的血管手术。

[0094] 图40A和图40B图示了按照本发明的实施例的其中可以将机器人导管插入桡动脉的血管手术。

[0095] 图41示出了按照多个实施例的流程图,其图示了用于对准机器人外科手术系统的手臂的方法。

[0096] 图42A示出了按照多个实施例的在多达三维中平移的机器人外科手术系统的对准手臂的示意图。

[0097] 图42B示出了按照多个实施例的围绕机器人手臂的设备操纵器中的一个设备操纵器而枢转的机器人外科手术系统的对准手臂的示意图。

[0098] 图42C示出了按照多个实施例的围绕机器人手臂的设备操纵器中的两个设备操纵器之间的点而枢转的机器人外科手术系统的对准手臂的示意图。

[0099] 图42D示出了按照多个实施例的围绕机器人手臂的设备操纵器中的两个设备操纵器之外的点而枢转的机器人外科手术系统的对准手臂的示意图。

[0100] 图43示出了流程图,其图示了按照多个实施例的用于操纵机器人外科手术系统的(多个)机器人手臂的方法。

具体实施方式

[0101] 尽管下文公开了某些优选实施例和示例,但是本发明的主题超出了具体公开的实施例,延伸到其它替代实施例和/或使用,以及其修改和等同物。因此,所附权利要求的范围不受下文所描述的任何特定实施例的限制。例如,在本文中所公开的任何方法或过程中,方法或过程的动作或操作可以以任何合适的顺序执行,并且不一定限于任何特定公开的序列。依次可以以可能有助于理解某些实施例的方式将各种操作描述为多个离散操作;然而,描述的顺序不应被解释为暗示这些操作是依赖于次序的。附加地,本文中所描述的结构、系统和/或设备可以被体现为集成部件或单独的部件。

[0102] 为了比较各种实施例,描述了这些实施例的某些方面和优点。不一定所有这些方面或优点都可以通过任何特定的实施例来实现。因此,例如,可以实现或优化本文中所教导的一个优点或优点组的方式来执行各种实施例,而不一定实现如本文还可以教导或建议的其它方面或优点。

[0103] 概述

[0104] 腔内外科手术机器人系统为外科医生提供坐在人体工程学位置、并且将机器人内窥镜工具控制到患者体内的期望的解剖位置的能力,而不需要尴尬的手臂运动和位置。

[0105] 机器人内窥镜工具具有通过沿着其长度在至少两个点处提供多个自由度来容易地在人体内导航球囊的能力。该工具的控制点为外科医生提供了在导航人体内的曲折路径时对设备的显著更加本能的控制。对于所有三百六十度的滚转角,该工具的尖端还能够从零度铰接到九十度。

[0106] 外科手术机器人系统可以并入外部基于传感器的导航技术和内部的基于视觉的

导航技术,以便帮助外科医生对患者体内的期望的解剖位置进行引导。导航信息可以在二维显示器件或三维显示器件中传送。

[0107] 系统部件

[0108] 图1是按照本发明实施例的机器人内窥镜系统。如图1所示,机器人系统100可以包括具有至少一个机械手臂(诸如手臂102)的系统推车101。系统推车101可以与位于远程的命令控制台(未示出)通信。在实践中,系统推车101可以被布置成提供对患者的访问,而外科医生可以从命令控制台的舒适度来控制系统100。在一些实施例中,系统100可以集成到手术台或手术床中以便稳定性和进入患者。

[0109] 在系统100内,手臂102可以固定耦合至系统推车101,其包含多种支持系统,该多种支持系统在一些实施例中包括控制电子装置、电源和光源。手臂102可以由多个连杆110和关节111形成,以使得能够进入患者的手术区域。系统推车101可以包含动力源112,气动压力113,以及控制和传感器电子装置114,其包括诸如中央处理单元、数据总线、控制电路和存储器之类的部件;以及相关的致动器或电机,其可以驱动诸如手臂102之类的手臂。可以使用本领域技术人员已知的多种器件(诸如电线、齿轮头、空气室)将功率从系统推车101传送到手臂102。系统推车101中的电子装置114还可以处理和传送从命令控制台传达的控制信号。

[0110] 如轮115所示,系统推车101还可以是移动的。在一些实施例中,系统推车能够轮式移动到患者附近的期望位置。(多个)系统推车101可以位于手术室中的各种位置,以便适应空间需求并且便于模块和仪器相对于患者的适当放置和运动。这种能力使得手臂能够被定位在不干扰患者、医生、麻醉师或所选手术所需的任何支持性外科手术设备的位置。在手术期间,带有仪器的手臂通过单独的控制设备经由用户控制而协同工作,这些单独的控制设备包括带有触觉设备、操纵杆或定制悬挂物的命令控制台。

[0111] 机械手臂

[0112] 手臂102的近端可以固定安装或耦合至推车101。机械手臂102包括每个臂通过至少一个关节(诸如关节111)连接的多个连杆110。如果机械手臂102是机器人手臂,则关节111可以包括一个或多个致动器,以便影响至少一个自由度的移动。手臂102整体上优选具有三个以上的自由度。通过电线和电路的组合,每个手臂还可以将来自系统推车101的功率信号和控制信号传送到位于其四肢末端的仪器。

[0113] 在一些实施例中,手臂可以固定耦合至带有患者的手术台。在一些实施例中,手臂可以耦合至手术台的底座并且到达周围以进入患者。

[0114] 在一些实施例中,机械手臂可以不是机器人驱动手臂。在那些实施例中,机械手臂由连杆和搭接关节(set up joint)构成,其使用制动器和平衡器的组合来将手臂的位置保持在适当位置。在一些实施例中,平衡器可以由气体弹簧或螺旋弹簧构成。诸如故障安全制动器之类的制动器可以是机械的或机电的。在一些实施例中,手臂可以是重力辅助被动支撑手臂。

[0115] 在远端,每个手臂可以通过诸如116之类的机构更换器接口(MCI)耦合至诸如117之类的仪器设备操纵器(IDM)。在优选实施例中,MCI 116可以包含连接器,以将气动压力、电力、电信号和光学信号从手臂传递到IDM 117。在一些实施例中,MCI 116可以与紧定螺钉或底板连接一样简单。

[0116] IDM 117可以具有用于操纵手术仪器的多种手段,包括直接驱动、谐波驱动、齿轮传动、皮带和滑轮、或磁驱动。本领域技术人员应当理解,可以使用多种方法来控制仪器设备上的致动器。

[0117] 在一些实施例中,IDM可以是可移除的。在机器人系统内,诸如116之类的MCI可以与诸如117之类的多种手术特定的IDM互换。在该实施例中,IDM的可互换性允许机器人系统100执行不同的手术。

[0118] 优选实施例可以使用在远端处具有手腕的具有关节水平扭矩感测的机器人手臂,诸如Kuka AG的LBR5。这些实施例具有带有七个关节的机器人手臂,而提供具有多余关节以避免与患者、其它机器人手臂、手术台、靠近手术区域的医疗人员或设备的潜在手臂碰撞,同时将手腕维持在相同姿态,以便不中断正在进行的手术。本领域技术人员应当理解,具有至少三个自由度(更优选地,六个或更多个自由度)的机器人手臂将落入本文中所描述的发明构思内,并且还应当理解,多于一个手臂可以提供有附加模块,其中,每个手臂可以共同地或分别地安装在推车、多个推车或手术床或手术台上。

[0119] 虚拟轨道配置

[0120] 系统100中的手臂102可以布置成多种姿势以用于多种手术。例如,结合具有至少一个机器人手臂的另一机器人系统,系统100的手臂102可以被布置成对准远端安装的IDM,以形成便于内窥镜工具118的插入和操纵的“虚拟轨道”。对于其它手术,手臂可以不同地布置。因此,在系统100中使用手臂提供了在机器人系统中找不到的灵活性,其设计直接与具体医疗过程相关。系统100的手臂提供了潜在的更大的冲程和装填。在其它实施例中,当多个手臂耦合至手术床/台平台时,可以针对多种不同的手术配置多个虚拟轨道布置。

[0121] 图2A图示了按照本发明的实施例的机器人外科手术系统200。系统200包括两个系统推车,其共同地包括分别保持内窥镜工具底座206和208的第一手臂202和第二手臂204。工具底座206具有可操作地连接到其上的可控制的内窥镜护套210。工具底座208具有可操作地连接到其上的柔性内窥镜引导件212。在一些实施例中,工具底座可以通过如前所描述的IDM和/或MCI而耦合至手臂202和204。

[0122] 手臂202和204对齐工具底座206和208,使得护套210的近端216远离引导件212的近端222,并且使得引导件212保持与护套210以180度的大致角度而轴向对准在两个手臂之间,产生“虚拟轨道”,其中,包括护套210和引导件212的轨道大致是直的或180度。如稍后所描述的,虚拟轨道的角度可以在90度和180度之间。在一个实施例中,具有滑动地设置穿过其中的引导件212的护套210通过例如气管(未示出)机械地插入患者211的口中并且进入211患者体内,并且最终进入患者的支气管系统,同时在插入和导航期间继续维持虚拟轨道。手臂可以在控制台203(图2B)处的医生(未示出)的控制下相对于彼此并且在患者211体内或体外轴向移动护套210和内窥镜212。在另一实施例中,具有滑动地设置穿过其中的引导件212的护套210可以机械地插入穿过患者的尿道并且最终进入患者的尿道。

[0123] 导航例如通过将护套210与引导件212一起前进到患者211体内来实现,然后引导件212可以前进超过护套的远端213,并且然后护套210可以与引导件212一起携带,直到达到所需的目的地为止。可以使用其它导航模式,诸如但不限于使用通过引导件212的工作通道的引导线。外科医生可以使用任何数目个视觉引导模式或其组合来辅助导航,并且执行医疗过程,例如,荧光镜检查、视频、CT、MR等。而且,在一些实施例中,诸如远端相机和镜头

之类的成像器件可以安装在引导件212的远端处。然后可以将引导件212的远端220导航到手术部位,并且通过引导件212内的纵向对准的工作通道来部署工具以执行期望的手术。可以在导航过程和随后的任何操作过程中维持虚拟轨道。如本领域技术人员应当理解的,可以使用滑动穿过护套的柔性内窥镜来执行任何数目个可能需要工具或根本不需要工具的备选手术。

[0124] 图2B图示了其中朝向患者的头部提供麻醉推车201的系统200的俯视图。附加地,提供具有用户接口的控制台203以控制护套210、内窥镜引导件212和相关联的手臂202和204以及工具底座206和208(参见图2A)。

[0125] 图2C示出了图2A中的系统200的倾斜视图。具有相关联的护套210和引导件212的工具模块206和208附接到手臂202和204并且布置在180度的虚拟轨道中。手臂被示出在单个推车上,其提供了增加的紧凑性和移动性。工具底座206和208具有滑轮系统或其它致动系统,以张紧护套210和引导件212中的筋以转向其相应的远端。工具底座206和208可以为护套和内窥镜提供其它期望的效用,诸如气动压力、电气、数据通信(例如,用于视觉)、机械致动(例如,电机驱动轴)等。可以通过手臂从单独的源或两者的组合向工具底座提供这些效用。

[0126] 图2D和图2E图示了手臂202和204的备选布置,其示出了按照本发明的实施例的机器人外科手术系统的多功能性。在图2D中,可以延伸手臂202和204以定位仪器(包括护套210和引导件212),以便从水平方向以75度进入患者211的嘴部,同时仍维持180度的虚拟轨道。如果需要适应房间内的空间需求,则这可以在手术中完成。出于演示目的而非限制,选择75度角。

[0127] 图2E示出了按照本发明的实施例的手臂202和204的备选布置,其中,工具底座206和208对准以产生90度角的虚拟轨道。在该实施例中,仪器(包括护套210和引导件212)从水平方向以75度进入患者213的口部。工具底座206和208对准,使得引导件212在进入患者213的口部之前在工具底座206处弯曲90度。为了便于引导件212的弯曲,刚性或半刚性的患者接口(诸如管)可以用于确保护套210内的引导件212的平滑延伸和缩回。在一些实施例中,附加的机械手臂或机器人手臂可以用于将患者接口保持在相对于患者的固定位置。

[0128] 引导件212在护套210内的延伸和缩回可以通过沿着由引导件212跟踪的线性路径移动工具底座208更接近或更远离工具底座206来控制。护套210的延伸和缩回可以通过沿着由护套210跟踪的线性路径移动工具底座206更接近或更远离患者213来控制。为了避免在延伸或缩回护套210时引导件212的意外的延伸或缩回,工具底座208也可以沿着平行于护套210的线性路径移动。

[0129] 虚拟轨道可以用于驱动刚性仪器和柔性仪器,特别地,在具有伸缩要求的地方。虚拟轨道的使用不限于单个轨道,而是可以由多个虚拟轨道组成,其中,手臂一致动作以在执行一个或多个手术中维持各个虚拟轨道。

[0130] 图3A图示了按照本发明的实施例的具有多个虚拟轨道的系统的俯视图。在图3A中,机器人手臂302,304和306分别保持工具底座308,310和312。工具底座308和310可以可操作地耦合至柔性工具314和工具316。工具314和工具316可以是远程控制的柔性内窥镜仪器。工具底座312可以可操作地耦合至双球囊护套318,其中,每个球囊接收工具314和316。手臂302和304可以各自维持具有机器人手臂306的虚拟轨道,并且可以协调所有三个手臂

的移动以维持虚拟轨道并且相对于彼此和患者来移动工具314,316和护套318。

[0131] 图3B图示了来自图3A的机器人外科手术系统的使用,其具有附加的机器人手臂320和相关联的工具底座322和工具324。在该实施例中,护套325可以具有三个球囊。可替代地,护套325可以包括多于一个护套,以提供对工具314,316和324的接近。如应当理解的,增加或减少具有相关联的模块和仪器的手臂的数目的能力准许大量的外科手术配置及其灵活性,其又准许重新使用昂贵手臂和使用多个相对便宜的模块,以费用降低地实现极大的多功能性。

[0132] 为了产生虚拟轨道,可以利用多个手臂和/或平台。每个平台/手臂必须配准到其它平台/手臂,其可以通过包括视觉、激光、机械、磁性或刚性附接在内的多种模态来实现。在一个实施例中,可以使用机械配准通过具有单个底座的多手臂设备来实现配准。在机械配准中,实施例可以基于它们相对于单个底座的位置、定向和放置来配准手臂/平台的放置、位置和定向。在另一实施例中,可以使用多个机器人手臂之间的单独底座配准和“握手”通过具有多个底座的系统来实现配准。在具有多个底座的实施例中,可以通过将来自不同底座的手臂接触在一起、并且基于(i)物理接触和(ii)那些底座的相对位置而计算位置、定向和放置来实现配准。在一些实施例中,配准目标可以用于匹配手臂相对于彼此的位置和定向。通过这样的配准,手臂和仪器驱动机构可以相对于彼此在空间中计算。本领域技术人员能够使用许多不同的方法来配准机器人平台。

[0133] 系统模块化和灵活性。

[0134] 回到图1,机器人外科手术系统100可以以提供多种外科手术系统配置的方式来配置,诸如通过改变IDM 117和工具118(也称为末端执行器)。该系统可以包括在手术室中的不同位置或在便利的附近位置处分级的一个或多个移动机器人平台。每个平台可以提供耦合至平台的机器人手臂的功率、气动压力、照明源、数据通信电缆和控制电子装置中的一些或全部,并且模块也可以从这些效用中抽取。可替换地,系统100可以具有安装在一个或多个移动推车101上的多个手臂102,或者手臂可以安装到地板上以便提供多个外科手术配置。

[0135] 除了多个手臂和平台之外,本发明的某些实施例被设计成容易地在多个模块或末端执行器机构之间交换。手术内的各种外科手术过程或步骤可能需要使用不同的模块和相关的仪器组,例如,在不同大小的护套和内窥镜组合之间进行交换。可互换性允许系统针对不同的临床过程进行重新配置,或对手术途径进行调整。

[0136] 图4A图示了与可互换模块和仪器兼容的实施例。外科手术系统400与先前所示的和所描述的那些一样具有一个或多个机器人手臂401,具有工具或仪器403的IDM或模块402被附接到该机器人手臂401。模块402'和402''以及相关联的仪器403'和403''可以被交换到机器人手臂401上、或由不同的机器人手臂(未示出)拾起,以便单独使用或与另一模块一起使用。每个模块都是专用的机电系统,其用于驱动用于指定过程的各种类型的仪器。为了驱动仪器,每个IDM或模块可以包括独立的驱动系统,其可以包括电机。它们可以包含记录其校准和应用相关信息的传感器(例如,RFID)或存储器芯片。在新机构连接至机器人手臂之后,可能需要进行系统校准检查。在一些实施例中,模块可以控制相关联的护套、导管引导件或柔性内窥镜。

[0137] 在图4A中,系统400可以通过使用全局配准和传感器来自己把IDM 402交换为IDM

402'和402"。在一些实施例中, IDM 402"和403"被存储在系统推车404上的预先确定的“对接站”处,其被配置有标识和接近传感器。这些站处的传感器可以利用诸如RFID、光学扫描仪(例如,条形码)、EEPROM和物理接近传感器之类的技术来配准并且标识哪些IDM被“对接”在对接站处。当机器人手臂401和IDM对接站驻留在系统推车404上,标识和接近传感器允许在对接站中休息的IDM相对于(多个)机器人手臂配准。类似地,在单个系统推车上具有多个手臂的实施例中,多个手臂可以使用上文所讨论的配准系统和传感器的组合来接近对接站上的IDM。

[0138] 图4B示出了交换机构404和405的两个不同透视图,其可以用于交换并且将模块402附接到机器人手臂401。交换机构404和405提供模块(诸如图4A中的模块402)和机器人手臂(诸如图4A中的机器人手臂401)之间的连接。在一些实施例中,机构404可以是模块上的接口,诸如仪器驱动机构,用于连接到机构405,机构405可以是机器人手臂上的接口。机构404可以提供用于将凸缘407连接到机构405的环408中的机构接口411。类似地,可以提供用于传送功率(409)的接口、光纤、数据连接、气动连接(410,411)、电机以驱动滑轮系统来控制工具,诸如护套和柔性内窥镜。如对于护套和柔性内窥镜实施例所描述的,护套和柔性内窥镜可操作地耦合至交换机构。

[0139] 图5A至图5D图示了按照本发明的实施例的机器人系统中的机构更换器接口。图5A具体图示了按照本发明的实施例的机构更换器接口耦合至机器人系统中的机器人手臂的实现方式。如图5A所示,机器人手臂500的远端部分包括耦合至“凸形”机构更换器接口502的铰接关节501。铰接关节501提供了相对于操纵仪器设备机构(未示出)的附加自由度,该仪器设备机构被配置成耦合至机器人手臂500。凸形机构更换器接口502提供凸形连接器接口503,其提供与IDM(未示出)上的交互凹形插座连接器接口的强大物理连接。凸形连接器接口503上的球形凹口物理地耦合至IDM上的凹形插座接口上的交互凹口。当气动压力沿着机器人手臂500输送到机构更换器接口502中时,可以延伸球形凹口。凸形机构更换器接口502还提供用于将气动压力传递给IDM的连接件504。附加地,机构更换器接口的该实施例提供了对准传感器505,其确保凸形机构更换器接口502及其交互凹形接口被适当地对准。

[0140] 图5B图示了与机器人手臂500分离的凸形机构更换器接口502的备选视图。如相对于图5A所讨论的,凸形机构更换器接口502提供凸缘状凸形连接器接口503、气动连接器504和对准传感器505。附加地,电接口506用于将电信号连接到IDM(未示出)上的交互接口。

[0141] 图5C图示了用于与来自图5A和图5B的凸形机构更换器接口502连接的耦合至仪器设备操纵器的交互凹形机构更换器接口。如图5C所示,仪器设备操纵器507耦合至凹形机构更换器接口508,其被配置成连接到机器人手臂500上的凸型机构更换器接口502。凹形机构更换器接口508提供凹形插座接口509,其被设计成耦合至凸形机构更换器接口502的凸缘状凸形连接器接口503。凹形插座接口509还提供凹槽来夹持凸形连接器接口503上的球形凹口。当施加气动压力时,延伸凸形连接器503上的球形凹口,并且凸形连接器503和插座接口509将IDM 507牢固地耦合至机器人手臂500。交互凹形机构更换器接口508还提供气动连接器510以接受从连接器504输送的气动压力。

[0142] 图5D图示了来自图5C的凹形机构更换器接口508的备选视图。如之前所讨论的,交互机构更换器接口508包含插座接口509、用于与机器人手臂500上的机构更换器接口502进行接口的气动连接器510。另外,机构更换器接口508还提供用于向机构更换器接口502中的

模块506传送电信号(功率、控制、传感器)的电模块511。

[0143] 图6至图9B图示了可以使用来自图4的系统400进行操作的附加的可互换模块。图6图示了本发明的实施例,其使用通过仪器接口602连接在单个机器人手臂603上的单端口腹腔镜仪器601,其指向患者605的腹部604。

[0144] 图7图示了具有两组机器人子系统701和704的本发明的实施例,每组机器人子系统分别具有一对机器人手臂702,703和705,706。通过仪器接口连接在每个机器人手臂的远端的分别是腹腔镜仪器707,708,709,710,所有仪器一起工作以执行个体患者711体内的手术。

[0145] 图8A图示了具有单个机器人手臂802的子系统801的本发明的实施例,其中,显微镜工具804通过仪器接口803连接到机器人手臂802。在一些实施例中,显微镜工具804可以与外科医生806所使用的第二显微镜工具805一起用来帮助可视化患者807的手术区域。

[0146] 图8B图示了本发明的实施例,其中,来自图8A的子系统80可以与子系统808一起用来执行显微外科手术。子系统808提供机器人手臂809和810,每个机器人手臂具有通过每个相应臂上的仪器接口而连接的显微外科手术工具811和812。在一些实施例中,一个或多个机器人手臂可以在机器人手臂的有效范围内拾取并且交换台或其它合适的保持机构(诸如对接站)处的工具。在图8A中,示出了可互换模块被存储在其上安装有机器人手臂的推车的侧面上。

[0147] 机器人导管设计

[0148] 在优选实施例中,来自图1的机器人系统100可以驱动针对各种外科手术过程而定制的工具,诸如机器人导管118。图9是按照本发明的实施例的可以与来自图1的机器人系统100结合使用的机器人导管的图示。机器人导管900可以布置在嵌套的纵向对准的管状本体周围,被称为“护套”和“引导件”。护套901(具有较大外径的管状工具)可以包括近端护套段902、远端护套段903和中心护套球囊(未示出)。通过在护套底座904中接收的信号,远端护套部分903可以在操作者期望的方向上铰接。嵌套在护套901内的可以是具有较小外径的引导件905。引导件905可以包括近端引导件段906和远端引导件段907以及中心工作通道。类似于护套底座904,引导件底座908基于经常从IDM(例如,来自图1的117)传达到引导件底座908的控制信号来控制远端引导件段907的铰接。

[0149] 护套底座904和引导件底座908都可以具有相似的驱动机构,护套901和引导件905内的控制筋被锚固到该驱动机构。例如,护套底座904的操纵可以将护套901中的筋上的拉伸载荷放置在其中,从而导致远端护套段903以受控方式偏转。类似地,引导件底座908的操纵可以将拉伸载荷放置在引导件905中的筋上,以导致远端引导件段907的偏转。护套底座904和引导件底座908也可以包含耦合器,其用于从IDM向护套901和引导件904路由气动压力、电力、电信号或光信号。

[0150] 护套901和引导件905内的控制筋可以通过铰接段被路由到位于铰接段远端的锚固件。在优选实施例中,护套901和引导件905内的筋可以由通过诸如蛇管之类的不锈钢线圈路由的不锈钢控制筋组成。本领域技术人员应当理解,其它材料可以用于筋,诸如Kevlar、钨和碳纤维。在这些筋上放置载荷会导致护套901和引导件905的远端段以可控的方式偏转。沿着护套901和引导件905内的筋的长度包括蛇管可以将轴向压缩传递回到载荷的起源。

[0151] 使用多个筋,机器人导管900通过沿着其长度在两个点(远端护套段903和远端引导件段907)处提供多个自由度(每个自由度与单个筋相对应)控制,能够轻松地导航人体内的球囊。在一些实施例中,可以在护套901和/或引导件905中使用多达四个筋,从而提供组合的高达八个自由度。在其它实施例中,可以使用多达三个筋,从而提供高达六个自由度。

[0152] 在一些实施例中,护套901和引导件905可以滚动360度,从而提供甚至更多的工具灵活性。滚动角度、多个铰接程度和多个铰接点的组合为外科医生提供了对当设备在人体内沿着曲折的路径导航时对该设备的本能控制的显著改善。

[0153] 护套和内窥镜结构

[0154] 图10A、图10B、图10C、图11A和图11B提供了按照本发明的实施例的护套的细节(类似于上文所描述的护套210的细节)和柔性内窥镜(类似于上文所描述的柔性内窥镜212的细节)的细节。图10A示出了护套1000,其具有远端1001和近端1002以及在两端之间延伸的球囊1003。球囊1003的大小优选地被设置成滑动地接收柔性内窥镜(诸如来自图11A和图11B的内窥镜1100)。护套1000具有壁1004,该壁1004具有在护套1000的壁1004的长度内部延伸的筋1005和1006。筋1005和1006滑动地穿过壁1004中的导管1007和1008,并且终止于远端1001。在一些实施例中,筋可以由钢制成。筋1005的适当张紧将远端1001朝向导管1007压缩,同时最小化螺旋段1010的弯曲。类似地,筋1006的适当张紧将远端1001朝向导管1008压缩。在一些实施例中,球囊1003可以不与护套1000同心。

[0155] 筋1005和1006以及来自图10A的护套1000的相关联的导管1007和1008优选地不沿着护套1000的长度直线运行,而是沿着螺旋段1010螺旋运行,然后沿着远端段1009纵向直线(即,大致平行于中性轴线)运行。应当理解,螺旋段1010可以沿着护套1010从远端段1009的近端向近端延伸,并且可以在任何期望的或可变的节距内以任何期望的长度终止。螺旋段1010的长度和节距基于护套1000的期望特性来确定,这些期望特性将轴的期望柔性以及螺旋段1010中增加的摩擦考虑在内。当不在螺旋段(诸如内窥镜1000的近端段)时,筋1005和1006大致平行于护套1000的中心轴线1011运行。

[0156] 在一些实施例中,筋导管可以彼此成90度(例如,3点钟、6点钟、9点钟和12点钟)。在一些实施例中,筋可以彼此间隔开一百二十度,例如,总共三条筋。在一些实施例中,筋的间距可以不等。在一些实施例中,它们可以全部在中心球囊的一侧。在一些实施例中,筋计数可以不同于三个或四个。

[0157] 图10B示出了出于明确非螺旋段1009和可变节距螺旋段1010之间的区别的、仅具有一个筋的护套1000的实施例的三维图示。尽管可以使用一个筋,但是优选使用多个筋。图10C示出了具有四个筋的护套1000的实施例的三维图示,该四个筋沿着远端段1009、螺旋段1010延伸,然后邻近螺旋段1010。

[0158] 图11A示出了具有远端1101和近端1102的柔性内窥镜1100,其大小可以被设置成滑动地驻留在来自图10A至图10C的护套1000内。内窥镜1100可以包括通过它的至少一个工作通道1103。护套1000的近端1002和柔性内窥镜1100的近端1102分别可操作地连接到图2的模块206和208。筋1104和1105分别滑动地通过壁1108中的导管1106和1107,并且终止于远端1101。

[0159] 图11B示出了柔性内窥镜1100的远端1101的示例性实施例,其具有成像1109(例如,CCD相机或CMOS相机,成像光纤束等的终点端等)、光源1110(例如,LED、光纤等)并且可

以包括至少一个工作通道开口1103。可以沿着柔性内窥镜1100提供其它通道或操作电子装置1106,以在远端处提供各种已知的能力,诸如到相机的接线、吹气、吸入、电力、光纤、超声波换能器、EM感测和OCT感测。

[0160] 在一些实施例中,内窥镜1100的远端1101可以包括用于插入工具的“口袋”,诸如上文所公开的那些。在一些实施例中,口袋可以包括用于对工具进行控制的接口。在一些实施例中,电缆(诸如电缆或光缆)可以存在于内窥镜中以便与接口进行通信。

[0161] 在一些实施例中,来自图10A的护套和来自图11A的柔性内窥镜1100两者优选地可以具有机器人控制的可转向远端。因此,能够实现这种控制的护套1000和柔性内窥镜1100的结构基本上相同,因此对于护套1000的构造的讨论受限于护套1000的构造,其理解是相同的原理适用于柔性内窥镜1100的机构。

[0162] 因此,来自图11A的内窥镜1100的筋1104和1105以及相关联的导管1106和1107不会沿着内窥镜1100的长度向下纵向直线(即,大致平行于中性轴线)运行,而是沿着内窥镜1100的不同部分螺旋。与护套1000中的螺旋筋和导管一样,内窥镜1100的螺旋段可以基于内窥镜的期望特性来确定,这些期望特性将轴的期望柔性以及螺旋段中增加的摩擦考虑在内。当不在螺旋段中时,筋1104和1105大致平行于内窥镜1000的中心轴线运行。

[0163] 如下文更全面地描述的,螺旋段的目的是帮助隔离远端段的弯曲,同时最小化沿着邻近远端段的轴发生的弯曲。在本发明的一些实施例中,护套1000和内窥镜1100中的导管的螺旋节距可以沿着螺旋段的长度变化,其如下文将更详细地描述的,将更改轴的刚度/刚性。

[0164] 护套1000和内窥镜1100中的螺旋导管和螺旋筋的使用比先前的无螺旋导管的柔性仪器更具有显著的优点,特别是当在解剖结构中导航非线性通路时。当导航弯曲通路时,护套1000和内窥镜1100优选在其大部分长度上保持柔性,并且具有可控制的可转向远端段,同时还使仪器邻近远端弯曲段的二次弯曲最小。在先前的柔性仪器中,张紧筋以便铰接远端导致沿着柔性仪器的整个长度的不希望弯曲和扭转,其可以分别被称为“肌肉发育”和“曲线对准”。

[0165] 图12A至图12C图示了当拉动筋时,现有的柔性仪器如何表现出不期望的“肌肉发育”现象。在图12A中,先前的柔性仪器1200可以沿着仪器1200的长度方向具有四条筋或控制线,其大致平行于中性轴线1201运行。只有行进穿过轴壁中的导管1204和1205(也已知为控制球囊)的筋1202和1203以横截面示出,其中的每个筋固定连接到仪器1200的远端上的控制环1206。仪器1200被有意地设计成具有弯曲段1207和轴1207。在一些柔性仪器中,轴1208可以结合更硬的材料,诸如加强件。

[0166] 图12B图示了弯曲段1207的理想铰接。通过拉动筋1203或者在其上施加张力,仅仅远端弯曲段1207的铰接导致由 ϕ 表示的量,其中,筋1202和1203的近端处的长度差为 $f(\phi)$ 。相比之下,轴1208沿着中性轴线1201保持直线。这通过具有比1207的远端区域显著更高刚度的近端区域1208来实现。

[0167] 图12C图示了来自张紧筋1203的现实结果。如图12C所示,当张力未定位时,拉动筋1203沿着轴的整个长度产生压缩力。在理想情形下,沿着中性轴线1201的是筋1203,整个压缩载荷将沿着中心轴线等地传递,并且大部分或全部弯曲会发生在弯曲段1207处。然而,在筋1203沿着轴1208的外周(诸如在仪器1200中)运行时,轴向载荷在中性轴线的相同径向

定向上传递离开中性轴线1201,其沿着中性轴线产生累积力矩。这导致轴1208弯曲(被描绘为 θ),其中,轴1208中的弯曲将处于与弯曲段1207中的弯曲相同的方向。沿着导管1204和导管1205的长度必须随着仪器1200和远端弯曲段1207弯曲而改变。由于筋1203将需要缩短并且筋1202将需要延长,所以筋1202和1203从近端延伸的量为 $f(\phi, \theta)$ 。轴1207和远端弯曲段1208从拉动筋1203弯曲的这种现象被称为“肌肉发育”。

[0168] 图12D图示了有助于三维肌肉发育的力。如图12D所示,沿着仪器1200张紧筋1203使得筋1203朝向仪器的一侧定向地施加力1212。该力1212的方向反映了筋1203中的张力导致筋试图跟随从远端弯曲段1207的尖端到轴1208的底座的直线,即,由图12E中的虚线1213表示的最低能量状态。如应当理解的,如果轴1208是刚性的(即,在适用的力下不易于弯曲),则只有远端弯曲段1207将弯曲。然而,在许多应用中,不希望使轴刚度与远端充分不同,以充分地最小化肌肉发育现象。

[0169] 图12F至图12I图示了在用于非线性通路期间先前的柔性仪器如何遭受曲线对准现象。图12F示出了非线性路径内处于静止的先前的柔性仪器1200,其表示为沿着仪器1200的轴1208具有弯曲 τ 。例如,这可能由导航经过支气管球囊的弯曲的仪器来产生。由于非线性弯曲,所以仪器1200中的筋1202和1203需要在近端处延长或缩短一长度以适应非线性弯曲,该长度由 $F(\tau)$ 表示。如分别由箭头1209(延伸力)和1210(压缩力)所描绘的,延伸力和压缩力存在于弯曲的顶部和底部处的球囊/导管上。因为沿着弯曲的顶部的距离比中性轴长,并且沿着弯曲的内侧的距离比中性轴短,所以存在这些力。

[0170] 图12G图示了在与弯曲 τ 相同的方向上铰接仪器1200的远端弯曲段1207的机械装置,其中,一个可能拉动筋1203。这沿着柔性仪器的长度(如先前所描述的)产生压缩力,并且筋1203还向穿过其的非线性导管施加向下的力,其在先前被解剖曲折度压缩的轴1208中施加附加的压缩。由于这些压缩引线是附加的,所以轴1208将沿与远端弯曲段1207相同的方向进一步弯曲。沿着非线性导管的附加压缩力是非常不希望的,因为:(i)它迫使柔性仪器抵靠解剖结构,导致潜在伤害;(ii)当操作者应该能够“假设”解剖结构正在管控仪器轴的轮廓时,因为他/她必须不断监测轴正在做什么,所以伤害的潜在可能会使他/她分散注意力;(iii)弯曲仪器是一低效方式;(iv)希望隔离远端段处的弯曲,以有助于可预测性和可控性(即,理想仪器将具有按指令而非根据解剖非线性路径弯曲的弯曲段);以及(v)它迫使用户拉动筋1103不可预测的附加长度 $(\phi + \theta + \tau)$ 。

[0171] 图12H图示了希望铰接与弯曲 τ 相对的远端的场景,其需要拉动筋1202。拉动筋1202沿着曲线的顶部施加压缩载荷1211,其与如图12D所示的处于静止状态的弯曲的延伸载荷相反。筋1202将尝试返回到其最低能量状态,即,压缩载荷1211搁置在弯曲 τ 的内侧上,并且使轴1208沿箭头1212的方向转动,使得筋1202搁置在弯曲 τ 的内侧上。如图12I所示,来自筋1202上的张力的转动1212使压缩载荷1211移动以返回到弯曲的内侧,并且使得远端弯曲段1207沿弯曲 τ 方向卷曲,导致与所预期的铰接相反的铰接。筋1202上的张力和随后的转动1212实际上将仪器1200返回到与图12G中相同的状态。远端铰接朝向弯曲 τ 卷曲的现象被称为“曲线对准”。应当理解,曲线对准由导致肌肉发育的相同力产生,其中,那些力在肌肉发育的情况下导致不期望的横向运动以及在曲线对准的情况下导致不期望的转动运动。应当注意,肌肉发育和曲线对准的理论的讨论不是限制性的,本发明的实施例没有受到这种解释的限制。

[0172] 图10和图11所公开的优选实施例通过提供螺旋段1010基本上解决了肌肉发育和曲线对准现象。如图12J所示,仪器1200周围(诸如在来自图10B和图10C的螺旋段1010中)螺旋控制球囊将来自单个筋1215的压缩载荷1214径向分布在仪器1200周围。因为张紧的筋1215围绕中性轴线在多个方向上对称地传递压缩载荷1214,所以施加在轴上的弯曲力矩也对称地分布在轴的纵向轴线周围,其平衡并且抵消相反的压缩力和张力。如虚线1216所表示的,弯曲力矩的分布产生最小的净弯曲和转动力,从而产生纵向平行于中性轴线的最低能量状态。这消除或基本上减少了肌肉发育和曲线对准现象。

[0173] 在一些实施例中,螺旋的节距可以变化以影响螺旋段的摩擦和刚度。例如,螺旋段1010可以更短以允许更大的非螺旋段1009,从而产生更大的铰接段和可能的较小的摩擦力。

[0174] 然而,螺旋控制球囊产生若干权衡。螺旋控制球囊仍然不能防止筋中的张力屈曲。附加地,当肌肉发育大大减少时,“螺旋”(由于筋中的张力而导致轴弯曲为螺旋弹簧状图案)非常常见。而且,当筋穿过球囊更长的距离时,螺旋控制球囊需要补偿附加的摩擦力。

[0175] 图13图示了按照本发明的实施例的在球囊内具有轴向刚性管的柔性内窥镜设备的结构。在图13中,内窥镜设备的一段具有单个球囊1301,其具有在轴1300周围缠绕成螺旋图案的拉线1302。在球囊内部,轴向刚性管1303“浮动”在拉线1302周围并且在球囊1301内。锚固在轴1300的螺旋部分的开始和结束处,浮动管1303响应于拉线1302中的张力和外部屈曲度而延伸和压缩,从而使球囊1301的壁免受延伸力和压缩力的影响。在一些实施例中,管1303可以在球囊的开始和结束处由拉环锚固。可替代地,管1303可以使用焊料、焊接、胶合、粘接或熔化方法而锚固到球囊的开始和结束处。在一些实施例中,诸如扩口几何形状之类的几何接合可以用于锚固管1303。在各种实施例中,管1303可以由皮下注射管、蛇管、Bowden缆索、扭矩管、不锈钢管或镍钛诺管形成。

[0176] 图13中的实施例可以通过将管固定附接到远端件和近端件、并且通过转动一个或两个端件来共同地扭转管来构造。在该实施例中,(多个)端件的转动确保了以相同的节距、方式和定向来螺旋管。在转动之后,端件可以固定附接到球囊以防止进一步的转动并且限制对螺旋的节距的改变。

[0177] 图14图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的球囊内的螺旋图案的结构。在图14中,球囊1400包含沿其壁形成螺旋或螺旋形图案的结构1401和1402。在优选实施例中,结构由轴向刚性和管状形状的材料形成。在一些实施例中,结构可以由皮下注射管(“hypo tube”)、蛇管或扭矩管形成。如结构1401和1402所示,结构可以沿着球囊1400的壁具有不同的起始点。还可以选择结构1401和1402的材料、组成和特点并且被配置成用于所需的刚度和长度。由结构1401和1402形成的螺旋图案的节距还可以被配置成用于球囊1400的期望的刚度和柔性。在一些实施例中,球囊1400可以是柔性内窥镜(诸如来自图11的内窥镜1100)的主中心球囊。

[0178] 机器人导管系统

[0179] 图15A图示了按照本发明的实施例的来自机器人导管系统的机器人导管。机器人导管1500可以包括邻近支撑底座(未示出)的柔性轴段1501和耦合至远端尖端1503的柔性铰接段1502。与引导件1505类似,机器人导管1500可以通过将拉伸载荷放置在轴内的筋上来铰接。

[0180] 图15B图示了来自图15A的机器人导管1500的备选视图。如图15B所示,远端尖端1503可以包括工作通道1504、四个发光二极管1505和数字相机1506。结合LED 1505,数字相机1506可以用于例如捕获实时视频以帮助在解剖球囊内的导航。在一些实施例中,远端尖端1503可以包括容纳数字成像器件和照明器件的集成相机组件。

[0181] 工作通道1504可以用于术中仪器的通过,诸如用于在手术部位进行精确铰接的弯曲挠曲件。在其它实施例中,可以并入工作通道以提供附加能力,诸如冲洗、抽吸、照明或激光能量。工作通道还可以便于上述附加能力所需的控制筋组件和其它球囊的路由。机器人导管的工作通道还可以被配置成递送各种其它治疗物质。这些物质可以是用于消融、辐射或干细胞的低温物质。这些物质可以使用本发明的机器人导管的插入、铰接和能力来精确地递送到目标部位。在一些实施例中,工作通道的直径可以小到1.2毫米。

[0182] 在一些实施例中,可以将电磁(EM)跟踪器并入到远端尖端1503中,以便帮助定位。如稍后将讨论的,静态EM场发生器可以用于确定EM跟踪器的位置,并且因此实时确定远端尖端1503的位置。

[0183] 来自相机1506的图像可以是通过解剖空间进行导航的理想选择。因此,内部体液(诸如粘液)模糊相机1506可能在导航时导致问题。因而,机器人导管1500的远端1503还可以包括用于清洁相机1506的器件,诸如用于相机镜头的冲洗和抽吸的器件。在一些实施例中,工作通道可以包含气囊,其可以在相机镜头周围充满液体,并且一旦镜头干净就被吸出。

[0184] 机器人导管1500使得能够在小解剖空间内递送和操纵小仪器。在优选实施例中,可以小型化远端尖端以便执行腔内手术,从而维持不超过3毫米的外径(即,9弗伦奇)。

[0185] 图16图示了按照本发明的实施例的机器人导管的远端。如图15A所示,类似地,机器人导管1600包括具有外壳体1602的远端1601。壳体1602可以由若干种材料构成,包括不锈钢和聚醚醚酮(PEEK)。远端1601可以包装有用于滑动地提供工具进入和控制的工作通道1603。远端1601还可以提供用于使用相机1605照明的发光二极管1604的阵列。在一些实施例中,相机可以是较大传感器组件的一部分,其包括一个或多个计算机处理器、印制电路板和存储器。在一些实施例中,传感器组件还可以包括其它电子传感器,诸如陀螺仪和加速度计(稍后讨论用途)。

[0186] 仪器设备操纵器(IDM)

[0187] 在一些实施例中,机构更换器接口可以是用于紧固相关联的IDM的简单螺钉。在其它实施例中,机构更换器接口可以是具有电连接器的螺栓板。

[0188] 图17A图示了按照本发明的实施例的包括操纵器的机器人医疗系统的一部分。系统1700包括机器人手臂1701、铰接接口1702、仪器设备操纵器(“IDM”)1703和机器人导管1704的局部视图。在一些实施例中,机器人手臂1701可以仅是具有多个关节和连杆的较大机器人手臂的连杆。铰接接口1702将IDM 1703耦合至机器人手臂1701。除了耦合之外,铰接接口1702还可以向手臂1701和IDM1703传送气动压力、功率信号、控制信号和反馈信号,并且从手臂1701和IDM 1703传送气动压力、功率信号、控制信号和反馈信号。

[0189] IDM 1703驱动并且控制机器人导管1704。在一些实施例中,IDM1703使用经由输出轴传送的角运动,以便控制机器人导管1704。如稍后所讨论的,IDM 1703可以包括齿轮头、电机、转动编码器、功率电路、控制电路。

[0190] 机器人导管1704可以包括具有远端尖端和近端的轴1709。用于接收控制信号和从IDM 1703驱动的工具底座1710可以耦合至轴1709的近端。通过由工具底座1710接收的信号,可以基于经由输出轴1705、1706、1707和1708(参见图17B)传送到机器人导管1704的工具底座1710的角运动来控制、操纵并且引导机器人导管1704的轴1709。

[0191] 图17B图示了图17A中公开的机器人医疗系统的备选视图。在图17B中,已经从IDM 1703移除机器人导管1704,以便露出输出轴1705、1706、1707和1708。附加地,移除IDM 1703的外皮/外壳露出了IDM顶盖1711下面的部件。

[0192] 图18图示了按照本发明的实施例的具有张力感测装置的来自图17A和图17B的独立驱动机构的备选视图。在IDM 1703的剖视图1800中,并行驱动单元1801、1802、1803和1804是IDM 1703中的结构上最大的部件。在一些实施例中,从近端到远端,驱动单元1801可以包括转动编码器1806、电机1805和齿轮头1807。类似地,可以构造包括顶盖1711下方的电机、编码器和齿轮头的驱动单元1802、1803和1804。在一些实施例中,驱动单元中使用的电机是无刷电机。在其它实施例中,电机可以是直流伺服电机。

[0193] 转动编码器1806监测并且测量电机1805的驱动轴的角速度。在一些实施例中,转动编码器1806可以是冗余转动编码器。在于2014年8月14日提交的美国临时专利申请号62/037,520中公开了适当的冗余编码器的结构、能力和用途,其全部内容通过引用并入本文。

[0194] 由电机1805生成的扭矩可以通过耦合至电机1805的转子的轴而传送到齿轮头1807。在一些实施例中,齿轮头1807可以附接到电机1805,以便以转速为代价来增加电机输出的转矩。由齿轮头1807生成的增加的扭矩可以被传送到齿轮头轴1808。类似地,驱动单元1802、1803和1804通过齿轮头轴1706、1707和1708将它们各自的转矩传送出去。

[0195] 每个单独的驱动单元可以耦合至其远端处的电机支架和朝向其近端的应变计支架。例如,驱动单元1801的远端可以被夹紧到电机支架1809和应变计支架1810。类似地,驱动单元1802可以被夹紧到电机支架1811,同时也被夹紧到应变计支架1810。在一些实施例中,电机支架由铝制成,以减轻重量。在一些实施例中,应变计支架可以粘附到驱动单元的一侧。在一些实施例中,应变计支架可以由铝制成,以减轻重量。

[0196] 电应变计1812和1813被灌封并且焊接到应变计支架1810,并且分别使用螺钉附接到电机支架1809和1811。类似地,邻近驱动单元1803和1804的一对应变计(未示出)分别被灌封并且焊接到应变计支架1814,并且分别使用螺钉附接到电机支架1815和1816。在一些实施例中,电应变计可以使用侧螺钉而被保持到其相应的电机支架的适当位置。例如,侧螺钉1819可以被插入到电机支架1809中将以应变计1812保持在适当位置。在一些实施例中,电应变计中的量规布线可以垂直布置,以便检测驱动单元中的任何垂直应变或挠曲,其可以被测量为电机支架(1809,1811)相对于应变计支架(1810)的水平位移。

[0197] 应变计布线可以被路由到应变计支架上的电路。例如,应变计1812可以被路由到电路板1817,该电路板可以安装在应变计支架1810上。类似地,应变计1813可以被路由到电路板1818,该应变计1813也可以安装在应变计安装架1810上。在一些实施例中,电路板1817和1818可以分别处理或放大来自应变计1812和1813的信号。电路板1817和1818与应变计1812和1813的紧密邻近有助于降低信噪比,以便获得更准确的读数。

[0198] 图19A从备选角度图示了来自图17A、图17B和图18的独立驱动机构的剖视图。如图19A所示,已经切除外壳/外皮1901的一部分以露出IDM 1703的内部结构。如之前所讨论的,

驱动单元1801包括电机1805、转动编码器1806和齿轮头1807。驱动单元1801可以耦合至电机支架1809并且通过顶盖1711,通过该驱动单元1801可以以期望的角速度和扭矩来驱动输出轴1705。电机支架1809可以使用侧螺钉而耦合至垂直对准的应变计1812。除了耦合至电机支架1809之外,应变计1812可以被灌封到应变计支架1810中。在一些实施例中,输出轴1705包括齿轮头轴上的迷宫式密封。

[0199] 图19B图示了按照本发明的实施例的先前所讨论的独立驱动机构与机器人导管的组合的剖视图。如图19B所示,安装在IDM 1703上的机器人导管1704包含与IDM 1703的输出轴纵向对准的滑轮,诸如可以与输出轴1705同心的滑轮1902。滑轮1902可以容纳在工具底座1710内的精密切割腔室1903的内部,使得滑轮1902可以不是刚性地固定在腔室1903的内部,而是“浮动”在腔室1903中的空间内。

[0200] 滑轮1902的花键被设计成使得它们与输出轴1705上的花键对准和锁定。在一些实施例中,花键被设计成使得机器人导管可以只有一个定向与IDM 1703对准。当花键确保滑轮1902与输出轴1705同心对准时,滑轮1902还可以并入使用磁体1904来定位和轴向保持浮动滑轮1902与输出轴1705对准。锁定到对准,输出轴1705和滑轮1902的转动在机器人导管1704内拉紧拉线,导致轴1709的铰接。

[0201] 图20图示了按照本发明的实施例的具有来自机器人导管的拉线的先前所讨论的独立驱动机构的备选视图。在一些实施例中,机器人导管可以使用拉线,以便铰接并且控制轴。在那些实施例中,这些拉线2001、2200、2003和2004可以分别由IDM 1703的输出轴1705、1706、1707和1708张紧或松动。因而,可以经由IDM 1703中的控制电路以机器人形式控制拉线。

[0202] 正如输出轴1705、1706、1707和1708通过角运动沿着拉线2001、2200、2003和2004传递力一样,拉线2001、2200、2003和2004将力传递回到输出轴,从而传递到电机支架和驱动单元。例如,远离输出轴引导的拉线的张力会产生拉动电机支架1809和1811的力。由于应变计均被耦合至电机支架1809和1811、并且被灌封在应变计支架1810中,所以该力可以通过应变计(诸如1812和1813)来测量。

[0203] 图21图示了按照本发明的实施例的概念图,其示出了如何通过垂直于力定向的应变计来测量水平力。如图中2100所示,力2101可以指向远离输出轴2102。当输出轴2102耦合至电机支架2103时,力2101产生电机支架2103的水平位移。因此,耦合至电机支架2103和地2105两者的应变计2104可能因电机支架2103使应变计2104在力2101的方向上挠曲(引起应变)而经受应变。应变的量可以被测量为应变计2104的尖端的水平位移与应变计2104的整个水平宽度的比例。因而,应变计2104可以最终测量施加在输出轴2102上的力2101。

[0204] 在一些实施例中,组件可以并入用于测量仪器设备操纵器1703的定向的设备(诸如倾斜计或加速度计)。与应变计结合使用,由于应变计可能对于由它们相对于地的定向产生的重力载荷效应是敏感的,所以来自该设备的测量值可以用于校准来自应变计的读数。例如,如果仪器设备操纵器1703在其侧面上定向,则即使应变可能不是由输出轴上的应变引起的,驱动单元的重量也可能在电机支架上产生应变,其可能被传递到应变计。

[0205] 在一些实施例中,来自应变计电路板的输出信号可以耦合至另一电路板以用于处理控制信号。在一些实施例中,功率信号从处理控制信号的驱动单元被路由到另一电路板上的驱动单元。

[0206] 如之前所讨论的,驱动单元1801、1802、1803和1804中的电机最终驱动输出轴,诸如输出轴1705、1706、1707和1708。在一些实施例中,输出轴可以使用无菌屏障来扩充以防止流体进入仪器设备操纵器1703。在一些实施例中,屏障可以利用输出轴周围的迷宫式密封(来自图19A的1905)来防止流体进入。在一些实施例中,齿轮头轴的远端可以被输出轴覆盖,以便向工具传送扭矩。在一些实施例中,输出轴可以包覆在钢帽中以减少磁导率。在一些实施例中,输出轴可以被夹紧到齿轮头轴以辅助转矩传递。

[0207] 仪器设备机构1703也可以覆盖在壳或皮中,诸如外壳/外皮1901。除了在美学上令人愉快之外,壳在操作期间(诸如在医疗过程期间)提供流体进入保护。在一些实施例中,壳可以使用用于电磁屏蔽、电磁兼容性和静态放电保护的浇注聚氨酯来构造。

[0208] 在本发明的实施例中,单独拉紧的那些输出轴中的每个输出轴可以在利用可转向的导管技术的机器人导管中拉动线。拉线中的张力可以传送到输出轴1705、1706、1707和1708,并且可以向下传送到诸如电机支架1809和1811之类的电机支架。

[0209] 护套和内窥镜制造

[0210] 在优选实施例中,护套和内窥镜设备使用可转向的导管构造方法来构造。传统上,可转向的导管已经通过编织机器(即,编织器)中具有拉球囊的工艺心轴周围的编织线或纤维(即,编织线)以及涂覆在编织线上的聚合物护套来制造。在制造过程中,工艺心轴通常将被插入编织器的进给管中,该进给管被耦合至编织锥支撑管和编织锥保持器。使用具有胎面的拉拔器,工艺心轴行进通过进给管。当工艺心轴前进时,它最终通过鼻锥中的中心孔而出现。鼻锥提供圆形光滑的形状,在该鼻锥上,在编织过程期间,来自周围角齿轮的编织线可以容易地在心轴周围滑动。鼻锥通常使用楔到编织锥保持器的紧定螺钉而被保持在相对于编织锥保持器的轴向和径向固定的位置中。当工艺心轴被拉动通过鼻锥时,角齿轮平移并且围绕心轴转动,以预先确定的图案和密度围绕心轴来编织编织线。

[0211] 图22图示了按照本发明的实施例的构造具有螺旋球囊的导管的方法的流程图。首先,在步骤2201中,可以选择主处理心轴以在导管中产生用于可以用作工作通道的中心球囊的空洞。可以选择辅助心轴以在导管的壁中产生空洞以用作控制(拉动)球囊。主工艺心轴可以表现出比辅助心轴更大的外径(OD),以反映工作通道和拉球囊之间的相对尺寸差异。辅助心轴可以由金属或热固性聚合物构造,其可以涂覆有或不涂覆有诸如PTFE之类的润滑涂层。

[0212] 在步骤2202中,主工艺心轴可以插入到相对于固定编织锥支撑管和编织锥保持器转动的编织器的进给管中。类似地,辅助心轴也可以与主工艺心轴平行地插入到进给管中。在传统导管构造中,较小的辅助心轴通过角齿轮的中心进行编织。

[0213] 在步骤2203中,使用具有胎面的拉拔器,主工艺心轴可以行进通过进给管。当主工艺心轴前进时,它最终通过鼻锥中的中心孔而出现。

[0214] 类似地,辅助心轴行进通过以通过鼻锥中的外孔而出现。这与传统的导管构造形成对比,其中,辅助心轴通常行进通过单独的进给管以从角齿轮的中心出现。

[0215] 在步骤2204中,主工艺心轴和辅助心轴在它们通过鼻锥出现时使用编织线而被编织在一起。鼻锥提供圆形光滑的形状,在该鼻锥上,在编织过程期间,来自周围角齿轮的编织线可以容易地在主工艺心轴周围滑动。由于主工艺心轴和辅助心轴从鼻锥出现,所以鼻锥转动,从而确保外孔中的辅助心轴围绕主工艺心轴以螺旋方式编织。由于主工艺心轴和

辅助心轴被编织在一起,所以角齿轮平移并且转动,以预先确定的图案和密度在主工艺心轴和辅助心轴周围铺设编织线。

[0216] 该编织方法与传统导管构造方法显著不同,其中,鼻锥通常使用楔到编织锥保持器的紧定螺钉而被保持在相对于编织锥保持器径向固定的位置中。因此,编织过程需要专门硬件,以便制造具有螺旋控制球囊的导管。

[0217] 在步骤2205中,编织过程完成后,聚合物涂层或护套可以被铠装、加热并且粘结到编织复合物。聚合物涂层还可以以超挤出或流延膜工艺而被涂覆。在步骤2206中,在粘结之后,可以从编织复合物中移除心轴,以产生用于相机和轻工具的中心球囊或工作通道(主工艺心轴),以及用于转向控制的若干控制球囊(辅助心轴)。在移除心轴之后,可以对编织复合物进行完成所需的表面处理(2207)。

[0218] 在传统的可转向导管构造中,较小的辅助心轴通过角齿轮的中心,用于编织到主工艺心轴上。有时由聚四氟乙烯涂覆的聚酰亚胺构造的辅助心轴可以在被拉过鼻锥时被编织到主工艺心轴上。可替代地,本领域已知辅助心轴可以穿过包围中心孔的鼻锥中的小孔。当主工艺心轴被拉动通过鼻锥时,较小的辅助心轴可以在从鼻锥被拉出时被编织到主工艺心轴。

[0219] 为了将辅助心轴保持在适当位置,在涂覆辅助心轴之后,通常将第二层编织线铺设到主工艺心轴上。编织过程完成后,聚合物涂层或护套可以被铠装、加热并且粘结到编织复合物。在粘结之后,心轴通常从编织复合物中移除,以产生用于相机和轻工具的中心球囊(主工艺心轴)和用于转向控制的若干控制球囊(辅助心轴)。这种制造方法产生具有纵向平行于中性轴线的控制球囊的内窥镜。如之前所讨论的,在纵向平行球囊的筋上具有张力的导管状内窥镜表现出肌肉发育和曲线对准现象。

[0220] 因而,编织过程需要专门硬件,以便制造具有螺旋控制球囊的导管状内窥镜。一种这样的硬件是在一些实施例中固定地耦合至转动进给管或“海波管”的专用转动鼻锥。图23图示了按照本发明的实施例的用于在柔性护套、导管和/或内窥镜中制造螺旋球囊的专用鼻锥。在主工艺心轴2301被拉动通过鼻锥2300的同时转动鼻锥2300允许辅助心轴2302、2303和2304通过分别包围中心孔2308的辅助孔2305、2306和2307以心轴2301周围的螺旋图案而被涂覆,其类似于角齿轮如何在主工艺心轴2301周围编织编织线。

[0221] 图24图示了按照本发明的实施例的用于制造柔性护套和内窥镜的系统。在系统2400中,鼻锥2401可以使用将鼻锥2401相对于进给管2402保持在固定位置的紧定螺钉而被固定耦合至转动进给管2402。因此,鼻锥2401随着进给管2402转动而转动。相比之下,传统的系统通常使用紧定螺钉将鼻锥2401固定耦合至不转动的编织锥支撑保持器2405。鼻锥2401的中心孔2403可以与转动进给管2402对准,以便通过两个结构平滑地拉动主工艺心轴2404。相比之下,传统的系统使用紧定螺钉将鼻锥2401固定耦合至编织锥支撑保持器2405。在一些实施例中,转动进给管2402的外径小于编织锥支撑管2406(也被称为心轴导向管)的内径,并且内径大于鼻锥2401的中心孔2403的周向空间。转动进给管2402通常可以足够大以使主工艺心轴2404和辅助心轴通过鼻锥2401而没有缠结。在一些实施例中,转动进给管2402足够长以穿过编织器的角齿轮的中心。在一些实施例中,转动进给管2402可以附接到机构,该机构可以保持辅助心轴的材料绕线筒,该绕线筒将通过进给管2402到鼻锥2401周围的辅助孔。

[0222] 在一些实施例中,进给管2402可以附接到驱动机构,该驱动机构控制进给管2402的转动速率,并且因此控制鼻锥2401的转动。在一些实施例中,驱动机构可以是转动齿轮2407。当编织器在主工艺心轴2404周围编织编织线2408时,驱动机构或者被啮合到编织器本身、或者被独立地控制以变化转动进给管2402的转动速率或保持转动进给管2402的转动速率恒定,并且因此变化鼻锥2401的转动速率或者保持鼻锥2401的转动速率恒定。转动速率和编织速率将管控主工艺心轴2404上的辅助心轴的节距。如之前所讨论的,这可能会影响设备的柔性、刚度和“可推动性”。

[0223] 在另一实施例中,变化拉球囊的周向定向可能会改变内窥镜的螺旋段的刚度。在制造中,这通过更改辅助螺旋心轴的节距来实现。当心轴的节距(即,纵向轴线的角度)减小时,编织复合物的弯曲刚度增加。相反,当辅助心轴的节距增加时,弯曲刚度降低。如图10B所示,在一些实施例中,辅助心轴的节距可以在螺旋部分(1010)内变化。在那些实施例中,编织复合物的弯曲刚度甚至可以在螺旋部分内变化。

[0224] 在编织过程期间,可以停止编织机器以对编织复合物做出更改。在一些实施例中,一个更改可以是添加直线或加强杆。加强杆可以显著增加编织层压复合物的屈曲、轴向和弯曲刚度。加强杆对于可能需要专用抗屈曲构造或手动辅助的较长内窥镜可能特别有用,以减少设备的屈曲,使得其可以插入到患者体内。在一些实施例中,编织机器可以被配置成将可以从鼻锥中的孔拉出的加强杆选择性地编织到工艺心轴上,其中,加强杆被编织线捕捉并且保持在适当位置。在所得到的内窥镜的远端区域中不存在加强杆,其会保留设备在远端的柔性,同时增加近端区域中的刚度。这种特性的组合使得所得到的内窥镜对于外科医生而言将设备更容易地导向、插入和推动到患者的腔内空洞中。

[0225] 使用转动鼻锥中的孔将辅助心轴施加到主工艺心轴上提供了许多制造优点。通过使用鼻锥中的孔,心轴不会从角齿轮推动。从各个角齿轮的中心推动还负责编织编织线的心轴,会导致心轴与编织线交织在一起,其将所得到的编织矩阵纵向地锁定在适当位置。这种被称为“零度构造”的构造形式限制了制造商调整编织矩阵以获得所需的柔性或环箍强度的能力。在零度构造中,辅助心轴必须以“上下”的方式受限于编织物,导致所有顺时针编织的编织线被编织在辅助心轴“上方”,而所有逆时针编织的编织线被编织在辅助心轴“下方”。由于零度构造将辅助心轴径向锁定在适当位置,因此要求沿着主工艺心轴改变辅助心轴的节距是不希望的。

[0226] 附加地,使用角齿轮作为辅助心轴的传递装置(pass-through)限制了可以应用于主工艺心轴的辅助心轴的数目。例如,十六锭编织机(carrier braider)最多可以应用八个心轴,二十四锭编织机只能有多达十二个心轴。相比之下,使用鼻锥中的孔允许任何数目个心轴通过主工艺心轴。

[0227] 在一些实施例中,辅助心轴可以应用于主工艺心轴,而不受益于第二外编织线层。相反,可以在没有编织线的情况下应用辅助心轴。在那些实施例中,粘结/熔合的聚合物护套可以保持心轴,并且因此保持球囊在适当位置。可替代地,在一些实施例中,可以使用围绕编织复合物的铸件将心轴保持在适当位置。由于制造内窥镜设备不存在外编织层,因此设备横截面的直径和周长减少。可替代地,辅助心轴可以通过将聚合物护套套在工艺心轴上方来保持在适当位置。在一些实施例中,铸件的材料与用于内窥镜设备的外部材料相同。

[0228] 在一些实施例中,辅助心轴可以编织到主工艺心轴上,其非常像编织线。例如,在

一些实施例中,使用偶数编号的角齿轮可以编织辅助心轴,同时通过使用奇数编号的角齿轮编织的编织线被保持在适当位置。这样,辅助心轴以及因此的球囊可以被编织到中央球囊的壁中。作为附加益处,使用这种器件制造的实施例也倾向于具有较低的周向面积。

[0229] 可替代地,在一些实施例中,可以使用挤出模具来制造螺旋球囊结构。这些模具可以生成螺旋球囊结构,以由PTFE、pebax、聚氨酯和尼龙来产生护套。在一些实施例中,挤压结构可以使用模具在编织心轴周围来形成。

[0230] 在一些实施例中,螺旋球囊构造可以通过在主工艺心轴被拉伸通过编织器时转动该主工艺心轴来执行。通过转动主工艺心轴而非鼻锥,在编织过程期间,辅助心轴可以被拉伸通过固定鼻锥或通过角齿轮的中心。在该实施例中,鼻锥可以固定耦合至鼻锥保持器,并且主工艺心轴在其被拉伸通过鼻锥时被转动。

[0231] 图10A、图10B和图10C的护套1000以及图11A和图11B的柔性内窥镜1100的构造基本上相同。因此,本领域技术人员应当理解,相同的原理适用于这两种工具。

[0232] 在一些实施例中,螺旋球囊可以被定位成彼此等距。图25图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的横截面图,其中,拉球囊围绕设备的圆周而对称地布置。如图25所示,设备2500具有中心工作通道2501、围绕工作通道2501和外护套2506内对称间隔开的四个拉球囊(2502、2503、2504和2505)。

[0233] 在一些实施例中,尽管是螺旋形的,但是球囊和拉线可以不围绕护套和/或柔性内窥镜的圆周彼此均匀或等距分布。在一些应用中,将所有球囊和拉线分组到护套和内窥镜的同一侧或半球区域(例如,顶部半球与底部半球)上允许外径较小。

[0234] 图26A图示了按照本发明的实施例的柔性内窥镜设备的横截面图,其中,拉球囊不围绕设备的圆周对称布置。类似于图25的设备2500,设备2600具有工作通道2601、四个拉球囊2602,2603,2604和2605以及外护套2606。在一些实施例中,工作通道可以由中空管产生,该中空管由诸如镍钛诺之类的柔性金属合金制成。

[0235] 然而,如外护套2606的圆周所示,不是彼此等距布置,而是将拉球囊2602、2603、2604和2605分组在一起以减小设备的外径。即使拉球囊在工作通道2601的圆周上彼此不等距,在设备2600所示的布置中螺旋拉球囊仍然表现出螺旋的优点,例如,避免了肌肉发育或曲线对准现象。尽管设备2600的拉球囊围绕工作通道2601彼此相邻地布置,但是其它实施例可以以不同的图案布置,诸如在相同半球内间隔开、聚集在一起或另一布置。护套2606可以由塑料或在制造设备2600期间被伸展、粘结或熔化的任何其它材料制成。

[0236] 图26B图示了按照本发明的实施例的图26A中所公开的柔性内窥镜设备2600的等距视图。如图26B的等距视图所示,拉球囊2602、2603、2604和2605围绕工作通道2601螺旋。在一些实施例中,可以变化螺旋拉球囊的节距,以便从设备2600获得所需的特性,诸如刚度和弯曲柔性。

[0237] 图27图示了按照本发明实施例的用于制造设备2600的方法的流程图。如步骤2701所示,制造过程2700从选择工件的骨架开始。在一些实施例中,骨架可以是中空管,诸如皮下注射“海波(hypo)”管或镍钛诺管。本领域技术人员应当认识到,因为管状结构同时表现出轴向刚度和低弯曲刚度,所以管材料可能是优选的。附加地,管提供工作通道,通过该工作通道可以插入有用工具和电缆,诸如光学、抽吸、冲洗和控制。在一些实施例中,骨架可以是实心杆,诸如用作可铰接导丝。

[0238] 在选择骨架之后,在步骤2702中,(一个或多个)工艺心轴然后可以以期望节距围绕骨架而被螺旋。在一些实施例中,工艺心轴可以用聚四氟乙烯(PTFE)涂覆,以便在步骤2705期间容易移除。螺旋心轴的节距可以是固定的或动态的,从而取决于应用而允许不同的弯曲特性和刚度特性。节距越小,即,纵向平行于骨架的中心轴线,在张力下的轴向压缩越低,同时还表现出肌肉发育和曲线对准现象增加。较高的节距螺旋通常表现出肌肉发育和曲线对准现象减少,代价是张力下的轴向压缩增加。

[0239] 在步骤2703中,包括骨架和至少一个螺旋心轴的所得工件可以然后被铠装或覆盖在“护套”中。在一些实施例中,护套是简单的挤压管或护套。铠装手段的选择可能是至关重要的;因为护套可能无意更改骨架周围的工艺心轴的节距。在一些实施例中,“铠装”工艺可以通过流延、沉积、过度挤压或本领域已知的任何其它手段来实现。

[0240] 在步骤2704中,如果还没有从铠装工艺中粘结,则护套可以粘结到工件。这可能牵涉到使用本领域技术人员已知的任何数目个工艺来熔化、模制或粘结工件。一旦粘结,则护套就可以将工艺心轴保持在适当位置。

[0241] 在步骤2705中,一旦粘结过程完成,可以移除螺旋工艺心轴以产生沿着工件的长度纵向运行的螺旋拉球囊空洞,即,球囊。在步骤2706中,在移除心轴之后,拉线可以被穿入剩余的空洞中。然后,在操作中,拉线可以用于促进拉线用于铰接内窥镜设备。

[0242] 由于方法2700不使用编织,所以它提供了具有相对较小外径的工件和设备的构造,其可以适用于到达需要小型仪器(例如,显微外科应用)的区域。虽然先前所讨论的制造方法可以应用于不同大小和外径的设备,但是优选实施例通常具有小于2mm的外径。

[0243] 将所得到的工件集成到内窥镜设备中可以通过熔化、模制、粘结并且将工件护套流延到其它部件(例如挠曲件或工具尖端)的外护套来实现。在一些实施例中,骨架可以包括用于邻接显微外科挠曲工具的结构,诸如用于增加的弯曲半径的肋条和用于工具和控制线的纵向对准的空洞。

[0244] 腔内导航

[0245] 在本发明的实施例中,机器人导管通过解剖球囊的导航可以牵涉到基于由低剂量计算机断层摄影(CT)扫描产生的二维图像的集合来使用计算机生成的三维映射图。可以在术前手术期间收集二维CT扫描,每个CT扫描都表示患者内部解剖结构的剖视图。可以分析这些扫描以确定患者内的空洞和解剖空间,诸如肺的分支或尿道的路径。

[0246] 已经分析以确定患者内的相关解剖空间,该空间可以以三维空间表达为具有中心线坐标(即,表示球囊中心的坐标)的球囊。那些空洞的体积可以表示为每个中心线坐标处的直径距离的具体测量值。通过跟踪中心线和对应的直径距离测量值,可以生成三维球囊的计算机生成模型。因此,网格坐标数据可以用于表达代表患者的解剖结构的三维空间和空洞。

[0247] 图28A和图28B图示了中心线坐标、直径测量值和解剖空间之间的关系。在图28A中,解剖球囊2800可以通过中心线坐标2801、2802、2803、2804、2805和2806纵向地粗略跟踪,其中,每个中心线坐标大致接近球囊的中心。通过连接那些坐标,如“中心线”2807所示,可以可视化球囊。可以通过测量每个中心线坐标处的球囊的直径来进一步可视化球囊的体积。因此,2808、2809、2810、2811、2812和2813表示坐标2801、2802、2803、2804、2805、2806处的球囊2800的测量值。

[0248] 在图28B中,通过首先基于中心线2807来将中心线坐标2801、2802、2803、2804、2805和2806定位在三维空间中,球囊2800可以在三维空间中可视化。在每个中心线坐标处,球囊直径可以被可视化为直径为2808、2809、2810、2811、2812和2813的二维圆形空间。通过以三维连接那些二维圆形空间,球囊2800可以近似为三维模型2814。可以通过增加中心线坐标和测量值的分辨率(即,增加给定球囊或子段的中心线坐标和测量值的密度)来确定更准确的近似值。中心线坐标还可以包括标记,其用于指示医生的兴趣点(包括病变)。

[0249] 已经表达并且随后产生了解剖空间的三维模型,术前软件包还可以用于基于所生成的模块来分析和导出最佳导航路径。例如,软件包可以导出到单个病变(由中心线坐标标记)或若干病变的最短路径。取决于操作者的偏好,该路径可以以二维或三维在术中呈现给操作者。

[0250] 图29图示了按照本发明的实施例的表示解剖空间的计算机生成的三维模型。如之前所讨论的,可以使用通过评审术前执行的CT扫描而获得的中心线2901来生成模型2900。在一些实施例中,计算机软件能够映射用于导管系统的最佳路径2902以进入模型2900内的手术部位2903,并且因此进入对应的解剖空间。在一些实施例中,手术部位2903可以链接到单独的中心线坐标2904,其允许计算机算法拓扑地搜索模型2900的中心线以获得用于导管系统的最佳路径2902。

[0251] 跟踪患者解剖结构内的机器人导管的远端并且将该位置映射到计算机模型内的放置,增强了导管系统的导航能力。为了跟踪机器人导管的远端工作端(即,工作端的“定位”),可以单独地或组合地采用若干种途径。

[0252] 在基于传感器的定位途径中,诸如电磁(EM)跟踪器之类的传感器可以耦合至机器人导管的远端工作端,以提供机器人导管的进展的实时指示。在基于EM的跟踪中,嵌入在机器人导管中的EM跟踪器测量由一个或多个静态EM发射器产生的电磁场的变化。发射器(或场发生器)可以放置为靠近患者以产生低强度磁场。这在EM跟踪器中的传感器线圈中感应小电流,这些传感器线圈与传感器和发生器之间的距离和角度相关。然后,电信号可以由接口单元(片上或PCB)进行数字化,并且经由电缆/接线发送回到系统推车,然后发送到命令模块。然后,可以处理数据以解释当前数据并且计算传感器相对于发射器的精确位置和定向。可以在导管中的不同位置处(比如,在引导件和护套中)使用多个传感器,以便计算那些部件的各个位置。因此,基于人为生成的EM场的读数,EM跟踪器可以在移动通过患者的解剖结构时检测场强的改变。

[0253] 图30图示了按照本发明的实施例的利用电磁跟踪器与电磁场发生器组合的机器人导管系统。当机器人系统3000将机器人驱动的导管3001驱动到患者3002体内时,机器人导管3001的远端处的电磁(EM)跟踪器3003可以检测由EM场发生器3004生成的EM场。EM跟踪器3003的EM读数可以从机器人导管3001的轴传送到系统推车3005,并且传送到命令模块3006(其包含相关软件模块、中央处理单元、数据总线和存储器)用于解释和分析。使用来自EM跟踪器3003的读数,显示模块3007可以在预先生成的三维模型内显示EM跟踪器的相对位置,以供操作者3008评审。实施例还提供使用其它类型的传感器,诸如光纤光学形传感器。虽然可以使用多种传感器进行跟踪,但是传感器的选择可以固有地受限于:(i) 机器人导管内传感器的大小;以及(ii) 制造传感器并且将该传感器集成到机器人导管中的成本。

[0254] 在跟踪传感器通过患者的解剖结构之前,跟踪系统可能需要被称为“配准”的过

程,其中,系统找到在不同坐标系之间对准单个对象的几何变换。比如,患者的特定解剖部位在CT模型坐标和EM传感器坐标中具有两个不同的表示。为了能够在这些坐标系之间建立一致性和共同语言,系统需要找到链接这两个表示的转换,即,配准。换句话说,EM跟踪器相对于EM场发生器的位置的位置可以被映射到三维坐标系以隔离对应的三维模型中的位置。

[0255] 在一些实施例中,可以在几个步骤中执行配准。图31图示了按照本发明实施例的配准过程的流程图。首先,在步骤3101中,操作者必须首先将机器人导管的工作端定位在已知的起始位置处。这可能牵涉到使用导管相机的视频图像数据来确认起始位置。可以通过位于导管工作端的相机标识解剖特征来实现初始定位。例如,在支气管镜检查中,可以通过定位气管的基部来进行配准,通过定位用于左肺和右肺的两个主支气管来区别。可以使用由相机在导管的远端处接收的视频图像来确定该位置。在一些实施例中,视频数据可以与患者解剖结构的预先生成的计算机模型的不同横截面视图进行比较。通过横截面视图排序,系统可以以最小的差异或“误差”量来标识与横截面相关联的位置以找到“匹配”。

[0256] 在步骤3102中,操作者可以将机器人导管“驱动”或“扩展”到已经被映射的唯一解剖空间中。例如,在支气管镜检查中,操作者可以从气管的基部沿着独特的支气管路径来驱动导管。因为气管的基部分成两个支气管,操作者可以将机器人导管驱动到一个管中,并且使用EM跟踪器来跟踪机器人导管的工作端。

[0257] 在步骤3103中,操作者监视机器人导管的相对行进。机器人导管的监测可以利用EM跟踪器或荧光镜检查来确定机器人导管的相对移动。机器人导管的工作端的相对位移的评估可以与由术前CT扫描数据生成的计算机模型进行比较。在一些实施例中,相对移动可以与计算机模型中的中心线匹配,其中,导致最小误差的变换矩阵是正确的配准。在一些实施例中,系统和操作者可以跟踪来自加速度计和/或陀螺仪(下文所讨论的)的插入数据(下文所讨论的)和定向数据。

[0258] 在步骤3104中,操作者可以在比较和分析位置数据之前决定驱动进入更多的解剖空间(3102)并且收集更多的位置信息(3103)。例如,在支气管镜检查中,操作者将导管从一个支气管返回到气管管,并且将导管驱动到另一支气管中,以便收集更多的位置数据。一旦操作者满意,操作者就可以停止驱动(3102)并且监测位置数据(3103),并且继续处理数据。

[0259] 在步骤3105中,系统可以分析所收集的位置数据并且将数据与预先生成的计算机模型进行比较,以将导管在患者解剖结构内的位移配准到模型。因此,通过比较患者解剖结构中的移动与患者解剖结构的三维模型,系统能够相对于两个空间(三维计算机模型与患者解剖空间)配准跟踪器。在分析之后,配准过程可以完成(3106)。

[0260] 在一些情况下,为了确认机器人导管的定向,则可能需要执行“滚动配准”。在驱动到未配准的解剖空间之前,在步骤3101中这可能特别重要。在支气管镜检查中,适当的垂直定向确保操作者可以区分右支气管和左支气管。例如,在气管的基部内,无论相机是朝向零度定向还是一百八十度定向,左支气管和右支气管的图像可能显得非常相似。因为机器人导管的运动学通常在患者内的曲折导航期间导致轻微转动,所以滚动配准也可能是重要的。

[0261] 当工作通道可能被传感器占据时,滚动配准可能在手术部位处很重要。例如,在仅具有单个工作通道的实施例中,在到达手术部位后,外科医生可能需要从机器人导管中移除EM跟踪器,以便利用另一工具,诸如抓紧器或镊子。然而,移除后,系统可能在没有EM跟踪

器的情况下会丢失其定位能力。因此,当准备离开手术区域时,EM跟踪器的插入可能需要再次执行滚动配准以确保适当的定向。

[0262] 在一些实施例中,可以使用安装在设备的远端工作端内的加速度计来跟踪机器人导管的转动。使用加速度计来检测导管上的重力提供了关于机器人导管相对于地面的位置的信息。地面相对于导管的位置可以用于解决某些模糊。在支气管镜检查中,例如,了解导管的远端相机的定向(0或180度)可能有助于在开始时确定适当的支气管分支。在导航期间,来自加速度计跟踪重力方向的数据以及由此定向的数据还可以用于自动校正控制台上显示的相机图像,从而确保所显示的图像总是垂直定向。

[0263] 在优选实施例中,具有加速度计的基于3轴MEMS的传感器芯片可以在与数字相机相同的印制电路板上的导管的尖端附近而被耦合。加速度计沿着三个不同轴线来测量线性加速度,以计算导管尖端的速度和方向。加速度计还测量重力方向,从而提供关于导管定向的绝对信息。使用数字信号或模拟信号通过像I2C这样的通信协议来传输加速度计读数。信号可以通过布线传送到导管的近端,并且从那里传送到系统推车和命令模块进行处理。

[0264] 在三轴传感器中,加速度计能够确定地面相对于导管的位置。如果导管没有滚动或弯曲达90度,则双轴加速度计也可能是有用的。可替代地,如果加速度计的轴线保持垂直于重力方向(即,垂直于地面),则单轴传感器可能是有用的。可替代地,陀螺仪可以用来测量转动速率,其然后可以用来计算导管的铰接。

[0265] 一些实施例利用EM跟踪器与加速度计组合来补充来自加速度计的任何定向读数。在一些实施例中,使用荧光镜检查来跟踪机器人导管还可以补充配准过程。如本领域已知的,荧光镜检查是使用X射线通过使用荧光镜来获得患者的内部结构的实时运动图像的成像技术。通过荧光镜检查生成的二维扫描可以有助于在某些情形下进行定位,例如,标识相关支气管。

[0266] 可以使用导管上的多个不透射线的标记来执行使用荧光镜检查的跟踪。导管的许多特征自然地不透x射线,其包括摄像头、控制环和拉线;因此,标记位置与导管的金属部件一起可以用于获得三维变换矩阵。一旦发生配准,检测分支位置的视觉图像可以与三维模型精确相关。另外,在映射图中可以测量并且增强3D中的完整分支长度和分支位置。

[0267] 与基于传感器的途径相反,基于视觉的跟踪牵涉到使用由远端安装的相机生成的图像来确定机器人导管的位置。例如,在支气管镜检查中,特征跟踪算法可以用于标识与支气管路径相对应的圆形几何形状,并且跟踪那些几何形状从图像到图像的改变。通过跟踪那些特征当它们从图像移动到图像时的方向,系统能够确定选择哪个分支,以及相机的相对转动运动和平移运动。使用支气管路径的拓扑映射图可以进一步增强基于视觉的算法。

[0268] 除了基于特征的跟踪之外,诸如光流之类的图像处理技术还可以用于在支气管镜检查中标识气道拓扑中的分支。光流是视频序列中的图像像素从一个图像到下一图像的位移。关于支气管镜检查,光流可以用于基于在支气管镜的尖端处接收的相机图像的改变来估计支气管镜的尖端的移动。具体地,在一系列视频帧中,可以分析每个帧以检测像素从一帧到下一帧的平移。例如,如果给定帧中的像素似乎在下一帧中向左平移,则算法将推断相机以及支气管镜的尖端向右移动。通过在许多迭代中比较许多帧,可以确定支气管镜的移动(以及因此的位置)。

[0269] 当立体图像捕获(与单目镜图像捕获相反)可用时,光流技术还可以用于补充解剖

区域的预先存在的三维模型。使用立体图像捕获,可以确定二维捕获图像中的像素的深度,以在相机视图中构建对象的三维映射图。外推到在解剖球囊内行进,这种技术使得系统能够在导航于患者解剖结构内部的同时,开发导管周围的局部环境的三维映射图。这些映射图可以用于扩展预先确定的三维计算机模型,其中,模型或者缺少数据或者质量较差。除了立体相机装置之外,可能需要使用深度传感器或特定照明配置以及图像捕获技术(诸如RGB-D传感器或结构照明)。

[0270] 不管跟踪方法如何(或者是基于传感器的或者是基于视觉的),可以通过使用来自机器人导管本身的数据来改进跟踪。例如,在图2A的机器人导管200中,可以从气管内(在支气管镜检查的情况下)的已知起始位置测量护套201和引导件205的相对插入长度。使用相对插入长度和患者支气管树的三维模型的中心线,系统可以在确定机器人导管是否位于分支中之后粗略估计工作端的位置,以及沿着该分支所行进的距离。还可以使用来自机器人导管的其它控制信息,诸如导管设备铰接、滚动、或俯仰和偏转。

[0271] 基于不同成像模态的实时成像将进一步增强导航,特别地,在手术部位处。即使跟踪可能有助于粗略地导航到手术部位,当需要更精确的处理时(诸如当试图活检病变时),附加的模态可能是有用的。诸如荧光成像、近红外成像、氧传感器、分子生物标志物图像和对比染料成像之类的成像工具可以帮助确定病变在计算机模型中的确切坐标,从而有助于在手术部位处操作活检针。在没有精确位置的情况下,机器人导管可以用于在已知深度处活检手术部位的整个区域,从而确保来自病变的组织被采样。

[0272] 在一些情况下,分段的CT扫描以及因此所得到的计算机模型在肺的外围没有示出分支(在支气管镜检查的背景下)。这可能是由于在扫描期间气道的充气不足,或者因为分支的大小低于CT扫描的分辨率(通常在1毫米量级)。实际上,机器人系统可以通过注释未映射分支的地点和位置以及定向来增强手术期间的计算机模型。在一些实施例中,拓扑结构可以允许外科医生标记它们的地点并且返回到相同的地点,以便检查外围分支。在一些实施例中,导管相机可以基于所捕获的图像来测量分支的直径和形状,从而允许基于位置和定向来映射那些分支。

[0273] 腔内手术

[0274] 图32A图示了按照本发明的实施例的解剖球囊内的机器人导管的远端。在图32A中,示出了包括轴3201的机器人导管3200,其通过解剖球囊3202朝向手术部位3203导航。在导航期间,轴3201可以未被铰接。

[0275] 图32B图示了在解剖球囊内的手术部位处使用的图32A的机器人导管。已经到达手术部位3203的与轴3201纵向对准的远端引导件段3204可以从轴3201沿箭头3205所标记的方向延伸。还可以铰接远端引导件段3204以便将工具朝向手术部位3203引导。

[0276] 图32C图示了在解剖球囊内的手术部位使用的图32B的机器人导管。在手术部位包含用于活检的病变的情况下,远端引导件段3204可以沿由箭头3206所标记的方向铰接,以输送抽吸针3207以靶向手术部位3203处的病变。在一些实施例中,可以铰接远端引导件段3204以引导活检钳以移除解剖组织的样品用于术中评估。为了激活该末端执行器,机器人导管3200可以包括可操作地耦合至活检钳的筋。

[0277] 图33A图示了按照本发明的实施例的耦合至解剖球囊内的远端挠曲段的机器人导管。在图33A中,示出了包括轴3301、挠曲段3302和镊子3303的机器人导管3300,其通过解剖

球囊3304朝向手术部位导航。在导航期间,轴3301和远端挠曲段3302均可以如图33A所示地未被铰接。在一些实施例中,挠曲段3302可以在轴3301内缩回。在于2014年3月7日提交的美国专利申请号14/201,610和于2014年9月5日提交的美国专利申请号14/479,095中公开了挠曲段3302的构造、组成、能力和使用,其全部内容通过引用并入本文。

[0278] 在一些实施例中,挠曲件3302可以与轴3301纵向对准。在一些实施例中,挠曲件3302可以通过轴3301的离轴(中性轴线)的工作通道而部署,从而允许挠曲件3302在不使位于轴3301的远端处的相机模糊的情况下进行操作。这种布置允许操作者在轴3301保持静止的同时使用相机来铰接挠曲件3302。

[0279] 类似于其它实施例,不同的工具(诸如镊子3303)可以通过挠曲段3302中的工作通道而部署,以在挠曲段3302的远端处使用。在其它场景下,诸如抓紧器、手术刀、针和探针之类的外科手术工具可以位于挠曲段3302的远端处。在机器人导管3300中,如在其它实施例中一样,可以在手术中取代弯曲段的远端处的工具以在单个手术中执行多次治疗。

[0280] 图33B图示了按照本发明的实施例的在解剖球囊内的手术部位处使用的具有镊子工具的图33A的机器人导管。机器人导管3300穿过解剖球囊3304的导航可以由上文所讨论的任何数目个各种导航技术来导向。一旦机器人导管3300已经到达其在手术部位3306处的期望位置,挠曲段3302可以沿箭头3305的方向铰接,以便将镊子3303朝向手术部位3306定向。使用镊子3303,机器人导管3300可以对手术部位3306处的组织进行活检。

[0281] 图33C图示了按照本发明的实施例的在解剖球囊内的手术部位处使用的具有激光设备的来自图33A的机器人导管。已经到达手术部位3306的机器人导管3300的挠曲段3302可以被铰接,并且激光工具3307可以通过轴3301和挠曲段3302的工作通道而被部署。一旦部署,激光工具3307就可以被引导到手术部位3306以发射激光辐射3308,从而用于组织消融、钻孔、切割、刺穿、清创、切割或进入非表面组织。

[0282] 命令控制台

[0283] 如关于来自图1的系统100所讨论的,命令控制台的实施例允许操作者(即,外科医生)从人体工程学位置远程地控制机器人导管系统。在优选实施例中,命令控制台利用用户接口,该用户接口(i)使得操作者能够控制机器人导管;以及(ii)从人体工程学位置显示导航环境。

[0284] 图34图示了按照本发明的实施例的用于机器人导管系统的命令控制台。如图34所示,命令控制台3400可以包括底座3401、诸如监测器3402之类的显示模块、以及诸如键盘3403和操纵杆3404之类的控制模块。在一些实施例中,命令模块功能性可以集成到具有机械手臂的系统推车(诸如图1的来自系统100的系统推车101)中。

[0285] 底座3401可以包括中央处理单元、存储器单元、数据总线和相关联的数据通信端口,其负责从机器人导管解释和处理信号(诸如相机图像)并且跟踪传感器数据。在其它实施例中,解释和处理信号的负担可以分布在相关联的系统推车和命令控制台3400之间。底座3401还可以负责通过控制模块(诸如3403和3404)来解释和处理来自操作者3405的命令和指令。

[0286] 控制模块负责捕获操作者3405的命令。除了图34中的键盘3403和操纵杆3404之外,控制模块可以包括本领域已知的其它控制机构,包括但不限于计算机鼠标、轨迹板、轨迹球、控制板和视频游戏控制器。在一些实施例中,还可以捕获手势和手指手势以向系统递

送控制信号。

[0287] 在一些实施例中,可以存在多种控制器件。例如,可以以“速度模式”或“位置控制模式”来执行对机器人导管的控制。“速度模式”由诸如通过操纵杆3404基于直接手动控制来直接控制机器人导管的远端的俯仰行为和偏转行为组成。例如,操纵杆3404上的向左运动和向右运动可以被映射到机器人导管的远端中的偏转移动和俯仰移动。操纵杆中的触觉反馈还可以用于增强“速度模式”下的控制。例如,振动可以被发送回到操纵杆3404,以传达机器人导管不能在某个方向上进一步铰接或滚动。可替代地,弹出消息和/或音频反馈(例如,嘟嘟声)还可以用于传达机器人导管已经达到最大铰接或滚动。

[0288] “位置控制模式”由标识患者的三维映射图中的位置,以及依赖于系统来以机器人形式地转向导管,基于预先确定的计算机模型来标识所识别的位置组成。由于其依赖于患者的三维映射,位置控制模式需要对患者解剖结构进行准确的映射。

[0289] 在不使用命令模块3401的情况下,系统还可以由手动操作者直接操纵。例如,在系统设置期间,外科医生和助理可以移动机械手臂和机器人导管,以将设备布置在患者和手术室周围。在直接操纵期间,系统可能依赖于来自人类操作者的力反馈和惯性控制来确定合适的设备定向。

[0290] 显示模块3402可以包括监测器、诸如护目镜或眼镜之类的虚拟现实观察设备、或者显示关于系统的视觉信息和来自机器人导管(如果有的话)中的相机的视觉信息的其它器件。在一些实施例中,可以组合控制模块和显示模块,诸如在平板电脑或计算机设备中的触摸屏中。在组合模块中,操作者3405能够查看可视数据以及向机器人系统输入命令。

[0291] 在另一实施例中,显示模块可以使用诸如遮阳板或护目镜布置之类的立体设备来显示三维图像。使用三维图像,操作者可以查看计算机模型的“内窥镜视图”,即,患者解剖结构的三维计算机生成的模型的内部的虚拟环境,以近似设备在患者体内的预期位置。通过比较“内窥镜视图”与实际相机图像,外科医生能够在内心定向自己并且确认机器人导管位于患者体内的正确位置。这可以使操作者更好地了解机器人导管远端周围的解剖结构。

[0292] 在优选实施例中,显示模块3402可以同时显示预先生成的三维模型、通过模型的预先确定的最佳导航路径、以及机器人导管的远端的当前位置处的解剖结构的CT扫描。在一些实施例中,可以用患者解剖结构的三维模型来显示机器人导管的模型,以进一步澄清该手术的状态。例如,可以在CT扫描中标识可能需要活检的病变。

[0293] 在手术期间,机器人导管的远端处的相机器件和照明器件可以在操作者的显示模块中生成参考图像。因此,导致机器人导管的远端的铰接和滚动的操纵杆3404中的方向直接在远端前方产生解剖特征的图像。将操纵杆3404向上指向可以用相机抬高机器人导管的远端的俯仰,同时将操纵杆3404向下指向可以减小俯仰。

[0294] 显示模块3402可以取决于操作者的设置和具体手术而自动地显示机器人导管的不同视图。例如,如果需要,在导管接近手术区域时,可以在最终导航步骤期间显示该导管的俯视的荧光镜检查视图。

[0295] 用于血管手术的虚拟轨道

[0296] 图35A图示了按照本发明的实施例的机器人导管系统的等距视图。如图35A所示,系统3500使用可操作地耦合至手术台3505的三个机械手臂(3502,3503和3504)递送导管设备3501。将机械手臂(机械手臂3502,3503和3504)相对于股动脉中的插入点3507成一角度

对准,系统3500可以将导管设备3501配置到虚拟轨道中,以进入患者3506的股动脉和血管系统的其余部分。从股动脉内,可以在患者的血管系统的其余部分(诸如向上直达患者的心脏)中铰接并且“驱动”柔性导管设备。

[0297] 图35B图示了按照本发明的实施例的机器人导管系统3500的顶视图。如图35A所示,机械手臂3502、3503和3504可以用于为患者3506的左腿上方的导管设备3501创建虚拟轨道。因此,机械手臂系统的灵活性使得可以进入插入点3507。

[0298] 图36图示了按照本发明的实施例的其中虚拟轨道的角度大大增加的机器人导管系统的等距视图。鉴于其使用机械手臂,本发明允许更大的插入角度,其取决于操作者的应用、手术和期望。如图36所示,系统3600可以包括三个机械手臂3602、3603和3604,其可操作地耦合至带有患者3606的手术床3605。导管3601可以在虚拟轨道中对准到患者的右腿3607内的患者的股动脉中。在这种布置中,设备3601和患者的腿部3607之间的角度可以超过四十五度。

[0299] 借助于机器人控制,角度也可以在术中改变,使得插入轨迹可以从开始到结束不同。在术中更改插入轨迹可以允许更灵活的手术室布置。例如,对于较低的初始插入角度可能是有利的。然而,随着手术的进行,操作者可以更方便地增加角度以在患者和机器人系统之间提供附加的间隙。

[0300] 除了多个轨道配置之外,系统对机械手臂的使用提供了附加的益处。在当前的柔性导管技术中,柔性导管经常在插入导管时经受阻力。该阻力与导管的可弯曲性相结合会导致导管在患者外部的不期望的弯曲,即,在来自将导管“推入”到患者身体内的插入期间的“屈曲”。这种“屈曲”现象通常可以通过手动将导管穿入插入点来解决,从而导致操作者附加的劳动。而且,由“屈曲”现象导致的导管的未支撑的外部部分是不期望的。除了外力输入之外,因为这种力测量可以具有唯一签名,所以扭矩传感算法和机制可以用于标识屈曲的实例。

[0301] 图37A至图37D图示了按照本发明的实施例的其中使用机械手臂减少导管屈曲和长度浪费的血管手术的一系列顶视图。在图37A中,系统3700并入使用四个机械手臂3702、3703、3704和3705,其可操作地耦合至带有患者3707的手术床3706。如图37A所示,手臂可以用于将导管设备3701对准到虚拟轨道中,而插入点3708在患者3707的右腿中的股动脉中。

[0302] 系统3700中的不同手臂用于操纵导管3701的不同目的。手臂3702和3703可以通过驱动导管3701的工具底座3709和3710来驱动导管设备3701。可以使用任意数目个手段来“驱动”工具底座3709和3710,包括下文所讨论的直接驱动方法。手臂3704和3705的凸缘点处的机构可以用于支撑导管设备3701以减少屈曲并且减少浪费的长度。凸缘点3711和3712可以通过被动驱动器件或直接驱动器件来支撑导管3707。在被动支撑中,凸缘点3711和3712可以使用简单的环、槽、重定向表面或被动转动表面(即,轮或滚轮)。在图37A所示的实施例中,凸缘点3711和3712向导管3701提供被动“抗屈曲”支撑。在被动支撑中,手臂3704和3705可以沿着虚拟轨道移动以支撑其最可能弯曲的导管设备3701。例如,在一些实施例中,手臂3704和3705被配置成总是保持与患者身体和工具底座相等的距离。

[0303] 图37B图示了按照本发明的实施例的使用系统3700的来自图37A的血管手术的顶视图。如图37B所示,当导管3701进一步插入到患者3707的股动脉时,可以缩回支撑手臂3705以提供用于将导管3701插入到患者体内的间隙。因此,当导管3701首次插入时,手臂

3705可以提供“抗屈曲”支撑,并且当需要导管3701的延伸时,可以移除。这种灵活性提供了对导管3701的改进的控制,并且减少了沿着导管3701的“浪费的长度”。

[0304] 图37C图示了按照本发明的实施例的使用系统3700的来自图37B的血管手术的另一顶视图。如图37C所示,在导管3701再次通过插入点3708进一步插入到患者的股动脉中时,也可以缩回支撑手臂3704以提供用于将导管3701插入到患者3707体内的间隙。与支撑手臂3705一样,手臂3705可以在需要时提供“抗屈曲”支撑,并且当进一步延伸导管3701时可以缩回。

[0305] 在主动支撑中,机械手臂3704和3705上的凸缘点可以是机动化驱动系统或机械化驱动系统,诸如抓紧器或主动转动表面(即,轮子或滚轮)。在一些实施例中,凸缘点可以保持静止,其与在被动支撑的情况下始终调整相反。

[0306] 图37D图示了按照本发明的实施例的其中机械手臂通过在手臂的凸缘点处使用机动滚轮来提供主动驱动支撑的血管手术的顶视图。具体地,图37D图示了其中凸缘点3711和3712处的被动支撑系统被诸如滚轮3713和3714之类的主动驱动机构代替的来自图37A至图37C的系统3700的使用。在图37D中,主动驱动机构3713和3714提供机械化支撑以防止抗屈曲。在一些实施例中,滚轮的角速度可以与工具底座3709和3710上的驱动器控件同步,以确保适当的插入速度和控制。附加地,为了复制外科医生的推动运动,主动驱动机构3713和3714位于尽可能靠近插入点的位置。在导管3701延伸到患者体内时,手臂3703和3704可以根据需要缩回以从导管3701中获得最大延伸长度。

[0307] 虽然已经关于进入股动脉的实施例进行了讨论,但是可以配置机械手臂的非常类似的布置以便进入股静脉和隐静脉。

[0308] 本发明的柔性允许需要进入患者血管系统中不同点的多种血管手术。图38A和图38B图示了按照本发明的实施例的其中可以将机器人导管插入到颈动脉的血管手术。具体地,图38A图示了其中可以将导管插入到颈动脉中的血管手术的等距视图。如图38A所示,系统3800使用可操作地耦合至手术台3804的两个机械手臂(3802和3803)递送导管3801。机械手臂3801和3802可以将导管3801对准到虚拟轨道中,以进入颈动脉中的插入点3805和患者3806的血管系统的其余部分。

[0309] 图38B图示了按照本发明的实施例的血管系统3800的顶视图。如图38B所示,机械手臂3802和3803可以用于为患者3806的肩部上方的导管3801产生虚拟轨道。因此,机械手臂3802和3803的柔性使得可以进入颈动脉处的插入点3805。

[0310] 图39图示了按照本发明的实施例的其中可以将机器人导管插入到肱动脉中的血管手术。在图39中,系统3900使用可操作地耦合至手术台3904的两个机械手臂(3902和3903)来递送导管3901。为了适应进入插入点3905,手术台3904可以配备有左延伸件3906和右延伸件3907,两者均包括允许手臂3902和3903滑动地进入延伸件的轨道。然后,机械手臂3902和3903可以将导管3901对准到虚拟轨道中,以进入肱动脉中的插入点3905和患者3908的血管系统的其余部分。

[0311] 图40A和图40B图示了按照本发明的实施例的其中可以将机器人导管插入到桡动脉中的血管手术。具体地,图40A图示了其中导管可以插入到桡动脉中的血管手术的等距视图。如图40A所示,系统4000使用可操作地耦合至手术台4004的两个机械手臂(4002和4003)来递送导管4001。机械手臂4002和4003可以将导管4001对准到虚拟轨道中,以进入桡动脉

中的插入点4005和患者4006的血管系统的其余部分。

[0312] 图40B图示了按照本发明的实施例的血管系统4000的顶视图。如图40B所示,机械手臂4002和4003可以用于为患者4006的手腕上方的导管4001创建虚拟轨道。因此,机械手臂4002和4003的柔性使得可以进入桡动脉处的插入点4005。

[0313] 因此,可以利用多个手臂和/或平台来形成“虚拟轨道”,以使得能够进行需要多种患者接入点的多种手术。在操作中,每个平台/手臂必须配准到其它平台/手臂,其可以通过包括视觉、激光、机械、磁性或刚性附接在内的多种模态来实现。在一个实施例中,可以通过使用机械配准的具有单个底座的多手臂设备来实现配准。在机械配准中,实施例可以基于它们相对于单个底座的位置、定向和放置来配准手臂/平台放置、位置和定向。在另一实施例中,可以通过使用单独底座配准和多个机器人手臂之间的“握手”的具有多个底座的基于推车的系统来实现配准。在具有多个底座的基于推车的实施例中,可以通过将来自不同底座的手臂触摸在一起,并且基于(i)物理接触和(ii)那些底座的相对位置来计算位置、定向和放置来实现配准。基于床或台的系统中的配准技术可以是不同的。在一些实施例中,配准目标可以用于匹配手臂相对于彼此的位置和定向。通过这样的配准,手臂和仪器驱动机构可以相对于彼此在空间中进行计算。

[0314] 虚拟轨道对准方法

[0315] 图41示出了流程图,其图示了用于对准机器人外科手术系统的手臂的方法4100。机器人外科手术系统的手臂可以在对患者的手术之前、期间或之后根据方法4100来对准。在一些实施例中,手臂对准方法可以包括:使用用于适应牵涉到弯曲路径或接合路径(诸如Y形)的构造的偏移量。

[0316] 在步骤4110中,系统的第一机器人手臂和第二机器人手臂可以彼此配准。在一些实施例中,系统可以包括可以彼此配准的第三机器人手臂或(多个)其它机器人手臂。

[0317] 在步骤4120中,第一机器人手臂和第二机器人手臂(通常为其工具底座)可以对准成为虚拟轨道配置。通常,机器人手臂的末端执行器、接口端、设备操纵器或工具底座可以在虚拟轨道中以机器人形式对准。在一些实施例中,第三机器人手臂或(多个)其它机器人手臂也可以对准成虚拟轨道配置。在一些实施例中,第三机器人手臂可以用于将患者接口设备定位在患者接入点处。在一些实施例中,第三机器人手臂可以用于定位导丝或工具操纵器以供在内窥镜设备的工作通道中使用。

[0318] 在步骤4130中,可以启用机器人外科手术系统的导纳模式/阻抗模式。导纳模式/阻抗模式可以以任何数目个方式来启用,诸如通过话音控制、操纵杆控制、踏板控制、计算机设备控制等。用于机器人部件的导纳模式通常是控制算法,其中,机器人将所感测的力转换为速度或加速度命令。机器人手臂上的转矩传感器或触觉传感器感测外力,诸如推动手臂端部的人,并且使用力矢量作为机器人移动的指令。然而,如果启用了导纳模式,则无意的意外外力(诸如意外碰撞)就会导致机器人移动。使用按钮或拨动开关可以启用/禁用导纳模式,但是可能会使人难以与多个手臂交互。

[0319] 在一些实施例中,使用对手臂的直接物理输入(诸如“轻击”或“推动手臂”)还可以用于启用导纳模式。这可以简化人与机器人的交互,并且使其更加本能。例如,在实施例中,当导纳模式被禁用时,机器人就位,同时扭矩传感器连续读取并且等待输入。当对手臂进行双击时,通过算法来标识轻击签名,并且将机器人切换到导纳模式。

[0320] 换句话说,导纳控制是控制从机器人到其环境的动态交互的途径。在导纳控制中,机器人将力作为输入,并且计算所得到的速度或加速度作为其输出。如果导纳模式下的机器人被赋予外力(诸如推动),则控制器将驱动机器人沿相反方向移动,直到使力最小化为止。诸如质量、弹簧和阻尼之类的虚拟参数可以在导纳控制中被调节以改变力与位置之间的关系。

[0321] 相反,阻抗模式是导纳模式的倒数。在阻抗模式下,机器人部件具有导致力输出的位置输入。控制回路使用位置测量值来确定是否输出外力。例如,可以引导阻抗模式下的机器人以向前移动(输入)直到其接触壁并且以5牛顿(力)的恒定力接触壁。当阻抗模式下的机器人被赋予随后的力曲线时,机器人将移动以维持该力曲线。按照外行人士的观点,机器人部件移开以避免在导纳模式下施加的外力,同时机器人部件移动以维持在阻抗模式下施加的外力。

[0322] 在步骤4140中,第一机器人手臂可以检测用户对第一机器人手臂施加的力。第一机器人手臂可以包括一个或多个连杆和关节;并且,第一机器人手臂可以包括耦合至关节的扭矩传感器、或者耦合至连杆的触觉和/或力传感器,诸如通过放置在连杆的外表面上方。例如,机器人手臂可以包括通过其间的连杆而保持的一系列致动器,并且可以包括7致动器、串联链臂;并且机器人手臂可以感测每个关节处的扭矩和/或具有沿着机器人手臂的触觉感测。可替代地或组合地,力传感器还可以耦合至第一机器人手臂的工具底座、设备操纵器或接口端。第二机器人手臂或(多个)其它机器人手臂可以类似于第一机器人手臂。

[0323] 机器人手臂可以耦合至实现算法的控制器,以计算出外力的位置。当使用触觉传感器时,被激活的传感器可以直接示出外力的位置。对于关节处的转矩感测,该算法可以做一估计来计算手臂上可能出现输入力的位置。该算法可以读取给定的输入类型,诸如输入是慢推动、快速轻击、摇晃还是拉动。

[0324] 在步骤4150中,第一机器人手臂通常可以基于所确定的用户施加的力矢量来自动移动。

[0325] 在步骤4160中,第二机器人手臂可以通常自动地并且并发地移动,以维持虚拟轨道与第一机器人手臂的对准。在一些实施例中,第三机器人手臂或(多个)其它机器人手臂可以通常自动地并且并发地移动,以维持虚拟轨道与第一机器人手臂和第二机器人手臂的对准。

[0326] 第一机器人手臂、第二机器人手臂和任选的其它机器人手臂可以以下文所描述的和本文中所描述的许多方式移动,诸如沿着X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴移动(在这种情况下,机器人手臂可以具有相同的移动矢量)或围绕虚拟轨道线上的点枢转或转动(在这种情况下,机器人手臂可以具有不同的移动矢量和幅度)。例如,诸如外科医生之类的用户可以抓紧并且移动末端执行器中的一个末端执行器,并且移动保持处于虚拟轨道对准下的整个末端执行器集合。在其它示例中,机器人手臂可以围绕其中内窥镜设备或工具引入到正在被手术的患者部位的点而枢转。

[0327] 在一些实施例中,系统可以包括第三机器人手臂或其它机器人手臂,并且可以检测到施加在机器人手臂子集(例如,机器人手臂中的两个机器人手臂)上的力,使得整个机器人手臂集合以维持虚拟轨道对准的方式进行移动。例如,诸如外科医生之类的用户可以抓紧末端执行器中的两个末端执行器,并且将具有基本上相似的移动矢量的末端执行器平

移到X轴、Y轴或Z轴中的一个或多个轴上的每个末端执行器,并且剩余的末端执行器可以以维持虚拟轨道对准的方式进行自动移动。在其它示例中,诸如外科医生之类的用户可以抓紧末端执行器中的两个末端执行器,并且将具有不同的运动矢量的末端执行器平移到每个末端执行器,并且剩余的末端执行器可以以维持虚拟轨道对准并且使末端执行器围绕虚拟轨道线上的点转动的方式进行自动移动。在另外一些示例中,可以抓紧并且转动末端执行器以使末端执行器的虚拟轨道围绕所抓紧且转动的末端执行器转动。机器人手臂和末端执行器的移动可以是当系统检测到例如当末端执行器中的一个末端执行器被抓紧时的平移的移动,并且机器人手臂和末端执行器的移动可以是当系统检测到末端执行器中的两个或更多个末端执行器被抓紧并且平移时或者例如作为另一示例当转动单个末端执行器时的转动的移动。

[0328] 在步骤4170中,可以禁用机器人外科手术系统的导纳模式/阻抗模式。可以以任何数目个方式来禁用导纳模式/阻抗模式,诸如通过语音控制、操纵杆控制、踏板控制、计算机设备控制、传感器读取、超时等。在其它实施例中,在检测不到外部施加的力时,可以禁用导纳模式/阻抗模式。在一些实施例中,可以通过力阈值的显著增加来有效地禁用任一模式。

[0329] 尽管上述步骤示出了按照多个实施例的对准机器人外科手术系统的手臂的方法4100,但是本领域普通技术人员应当基于本文中所描述的教导认识到许多变化。这些步骤可以以不同的顺序完成。可以添加或删除步骤。一些步骤可以包括子步骤。许多步骤可以按需要或有益地重复。

[0330] 方法4100的一个或多个步骤可以使用如本文中所描述的电路来执行,例如,使用诸如可编程阵列逻辑或现场可编程门阵列之类的处理器或逻辑电路中的一个或多个。电路可以是本文中所描述的控制台或控制计算单元的部件。电路可以被编程以提供方法4100的一个或多个步骤,并且程序可以包括存储在计算机可读存储器上的程序指令、或诸如例如可编程阵列逻辑或现场可编程门阵列之类的逻辑电路的编程步骤。

[0331] 参考图42A,第一机器人手臂工具底座4208和第二机器人手臂工具底座4210可以对准以形成虚拟轨道4209。如图42A所示,第一机器人手臂工具底座4208和第二机器人手臂工具底座4210可以在维持虚拟轨道4209的同时在X轴X、Y轴Y、或Z轴Z中的一个或多个轴上并发地平移。通常,第一机器人手臂工具底座4208和第二机器人手臂工具底座4210之间的轴向距离可以通过任何移动来保持恒定。在这种移动中,第一机器人手臂和第二机器人手臂的移动矢量是相同的。在一些情况下,轴向距离可能会在移动期间增加或减少。

[0332] 第一机器人手臂工具底座4208和第二机器人手臂工具底座4210还可以用不同的移动矢量进行移动,以模拟虚拟轨道4209的枢转。如图42B所示,虚拟轨道4209可以围绕工具底座中的一个工具底座(诸如第一机器人手臂工具底座4208)枢转。在这种情况下,第二机器人手臂工具底座4210的移动矢量可以基本上大于第一机器人手臂工具底座4210的移动矢量,其可以是最小的。可替代地,第一机器人手臂工具底座4208也可以围绕第二机器人手臂工具底座4210枢转。

[0333] 如图42C所示,虚拟轨道4209可以围绕第一机器人手臂工具底座4208和第二机器人手臂工具底座4210之间的虚拟轨道线上的枢转点4213而枢转。在这种情况下,两个机器人手臂工具底座4208、4210的移动矢量可以是在幅度上类似,但在方向上可以相反。

[0334] 如图42D所示,虚拟轨道4209可以围绕第一机器人手臂工具底座4208和第二机器人

人手臂工具底座4210之外的虚拟轨道线上的枢转点4215枢转。在这种情况下,第二机器人工具底座4210的移动矢量可以基本上大于第一机器人手臂工具底座4208的移动矢量。如图42D所示,枢转点4215位于第一机器人手臂工具底座4208的“左边”的虚拟轨道线上。可替代地,枢转点4215可以位于第二机器人手臂工具底座4208的“右边”的虚拟轨道线上。

[0335] 虽然图42B至图42D示出了虚拟轨道在逆时针方向上并且以大约30度的角度的枢转,这种方向和枢转角度仅示出为示例。虚拟轨道可以顺时针枢转,并且还可以在0度和360度之间的任何角度枢转。

[0336] 导纳模式/阻抗模式

[0337] 在其中医生和助手正在执行外科手术任务的手术室中,助手通常拿持医生的仪器。该仪器(诸如相机或牵开器)通常需要定期重新定位,因此不能由刚性夹具拿持。使用机器人可以减少对人类助手的需求,但是通过操纵杆或切换按钮控制许多机器人并不是本能的。同样,设置每个新患者的机器人系统是缓慢的,部分是由于机器人的控制接口的不便。本公开提供了系统、设备和方法,其中,传感器、手势识别和导纳控制/阻抗控制用于创建本能的且容易的人-机器人交互模式。

[0338] 本公开提供了对机器人的感测和控制以在手臂上采取自然的人类输入,诸如轻击、推动或拉动以指挥预期的运动。例如,在手臂的“肘部”(例如,机器人手臂的关节)上的双击可以意味着人们想要“手腕”维持就位并且仅移动其肘部。在另一示例中,如果“前臂”(例如,机器人手臂的连杆)被牢固地保持并且“手腕”(例如,机器人手臂的工具底座、接口端或设备操纵器)被拉动,则它可以意味着人们想要手臂维持就位,并且只转动“手腕”。在第三示例中,如果“手腕”被自己推动,则它意味着人们想要整个手臂跟随“手腕”的新位置。机器人通过感测人们正在向手臂给予触摸输入的地点和方式来做这一点,并且使用该输入(轻击、双击、拖曳、振动等)来启用导纳模式,机器人采用力输入作为运动命令的控制方案。可以通过给定的人类输入的类型来限定导纳模式的行为,诸如可以启用哪些关节或虚拟运动限制。

[0339] 使用自然人输入可以扩展到操纵虚拟轨道之外的实例。在一个实施例中,如果手臂处于枢转模式,则大致方向上的强拉可以切换导纳模式,并且沿着通过枢转点的直线缩回轨道。在另一实施例中,如果末端执行器上没有工具,则由外科医生施加的大的向下力可以将机器人设置为存放序列以存放手臂。在其它实施例中,系统可以在存放手臂之前请求确认。

[0340] 在一些实施例中,可以正常禁用导纳模式。本公开提供了对机器人手臂的精确控制,并且可以补偿可能是非预期的外部干扰。当给出触摸手势或输入时,该算法可以理解用户意图,并且使得导纳模式能够与预期运动相匹配。这可能会替代其它模式用于切换导纳模式。当移除外力时,该算法要么瞬间、要么在给定的等待时间之后、要么逐渐(通过增加虚拟阻尼和刚度)来感测没有输入并且禁用导纳模式。

[0341] 图43示出了流程图,其图示了用于操纵机器人外科手术系统的(多个)机器人手臂的方法4300。机器人外科手术系统的手臂可以在对患者的手术之前、期间或之后根据方法4300进行操纵。

[0342] 在步骤4310中,可以启用机器人外科手术系统的导纳模式/阻抗模式。如上文和本文中所描述的,导纳模式/阻抗模式可以由对机器人手臂施加力(即,触摸和接触)的用户来

启用。可替代地或组合地，导纳模式/阻抗模式可以通过用户指令来启用，举几个示例，该用户指令从与机器人手臂通信的脚踏板接收、从与机器人手臂通信的操纵杆接收、从语音命令接收、从所检测到的光接收、或从与机器人手臂通信的计算设备接收。在一些实施例中，可以记住机器人手臂的初始位置。在一些实施例中，机器人手臂可以被配置成能够记住由用户确定的若干个位置。

[0343] 在步骤4320中，机器人手臂可以检测用户对机器人手臂施加的力，诸如触摸、抓紧、轻击、推动、拉动等。机器人手臂可以包括一个或多个连杆和关节；并且机器人手臂可以包括耦合至关节的扭矩传感器、或者耦合至连杆的触觉传感器，诸如通过放置在连杆的外表面上方。例如，机器人手臂可以包括通过其间的连杆保持的一系列致动器，并且可以包括7致动器、串联链臂；并且机器人手臂可以感测每个关节处的扭矩和/或具有沿着机器人手臂的触觉感测。可替代地或组合地，力传感器还可以耦合至机器人手臂的工具底座、设备操纵器或接口端。

[0344] 在一些实施例中，触觉传感器和/或扭矩传感器还可以记录机器人与环境的物理交互。例如，传感器可以捕捉来自外科医生的无意的力（例如，碰撞），其可被分析以更好地确定并且限定临床工作空间和机器人工作空间。

[0345] 在步骤4330中，可以基于所检测到的力来确定用户意图。例如，机器人外科手术系统可以确定所施加的力是否为机器人手臂的至少一部分的保持、推动、拉动、轻击、多击、转动或摇晃中的一项或多项。在一些实施例中，所检测到的力可以指示在导纳模式启用或禁用之间来回切换。

[0346] 机器人手臂可以耦合至实现可以计算出外力出现的位置的算法的控制器。当使用触觉传感器时，被激活的传感器可以直接示出外力的位置。对于关节处的转矩感测，算法可以做一估计来计算手臂上可能出现输入力的位置。该算法可以读取给定的输入类型，诸如输入是慢推动、快速敲击、摇晃还是拉动。该算法可以使用案例库在不同的导纳模式之间切换。可以预先设定或自适应学习该库。在一些实施例中，除了触摸命令之外或代替触摸命令，机器人手臂可以响应于话音命令或其它命令。

[0347] 在步骤4340中，可以基于所确定的用户意图来移动机器人手臂。在一些实施例中，导纳模式/阻抗模式可以基于所检测的力来启用，即，如果所施加的力与用于启用导纳模式/阻抗模式的模式相匹配。基于施加在其上的力的特性，机器人手臂也可以以多种模式移动。例如，可以确定施加在机器人手臂上的力包括在机器人手臂的关节上的至少一个轻击，并且机器人手臂的关节可以自动移动，同时维持手臂的接口端或至少一个其它关节的位置。在另一示例中，可以确定施加在机器人手臂上的力包括在机器人手臂的接口端上的拉动，同时保持机器人手臂的关节的位置，并且机器人手臂的接口端可以简单转动。在又一示例中，可以确定施加在机器人手臂上的力包括在机器人手臂的接口端上的推动或拉动，并且可以响应于接口端上的推动或拉动来自动地移动机器人手臂的接口端，并且整个机器人手臂可以自动移动以跟随接口端的移动。

[0348] 在一些实施例中，机器人外科手术系统的另一部分的行为可以响应于用户施加的力或触摸而改变。例如，机器人的底座上的双击可以启用泵。在一个实施例中，大的或突然的力可以将机器人设置为“安全”状态，其中，不能通过外力或触摸来触发命令。在另一实施例中，“主/从”模式或“镜像”模式可以利用来自外科手术床一侧上的手臂的力和扭矩读数

来指挥床的另一侧上的手臂上的运动。

[0349] 在步骤4350中,可以禁用机器人外科手术系统的导纳模式/阻抗模式。在一些实施例中,机器人手臂可以返回到其已经记住的初始位置。在一些实施例中,可以指令机器人手臂返回到先前所记住的预设位置中的任一预设位置。可以通过本文中所描述的控制方案中的任一控制方案来指令机器人手臂。在一些实施例中,机器人外科手术系统的导纳模式/阻抗模式在移动之后可以不被禁用,直到操作者命令这样做为止。

[0350] 尽管上述步骤示出了按照多个实施例的操纵机器人外科手术系统的(多个)机器人手臂的方法4300,但是本领域普通技术人员应当基于本文中所描述的教导认识到许多变化。这些步骤可以以不同的顺序完成。可以添加或删除步骤。一些步骤可以包括子步骤。许多步骤可以按需要或有益地重复。

[0351] 方法4300的一个或多个步骤可以利用本文中所描述的电路来执行,例如,使用诸如可编程阵列逻辑或现场可编程门阵列之类的处理器或逻辑电路中的一项或多项。该电路可以是本文中所描述的控制台或控制计算单元的部件。该电路可以被编程成提供方法4300的一个或多个步骤,并且程序可以包括存储在计算机可读存储器上的程序指令、或诸如例如可编程阵列逻辑或现场可编程门阵列之类的逻辑电路的编程步骤。

[0352] 为了比较各种实施例,描述了这些实施例的某些方面和优点。不一定所有这些方面或优点都可以通过任何特定的实施例来实现。因此,例如,可以实现或优化如本文中所教导的一个优点或优点组、而不一定实现如在本文中还教导或建议的其它方面或优点的方式来执行各种实施例。

[0353] 本文中任何实施例示出的元件或部件是具体实施例的示例性,并且可以与本文中所公开的其它实施例一起使用或与其组合使用。虽然本发明易于进行各种修改和备选形式,但是其具体示例已经在附图中示出,并且在本文中详细进行了描述。然而,本发明并不限于所公开的特定形式或方法,而是相反地覆盖了其所有修改、等同物和备选方案。

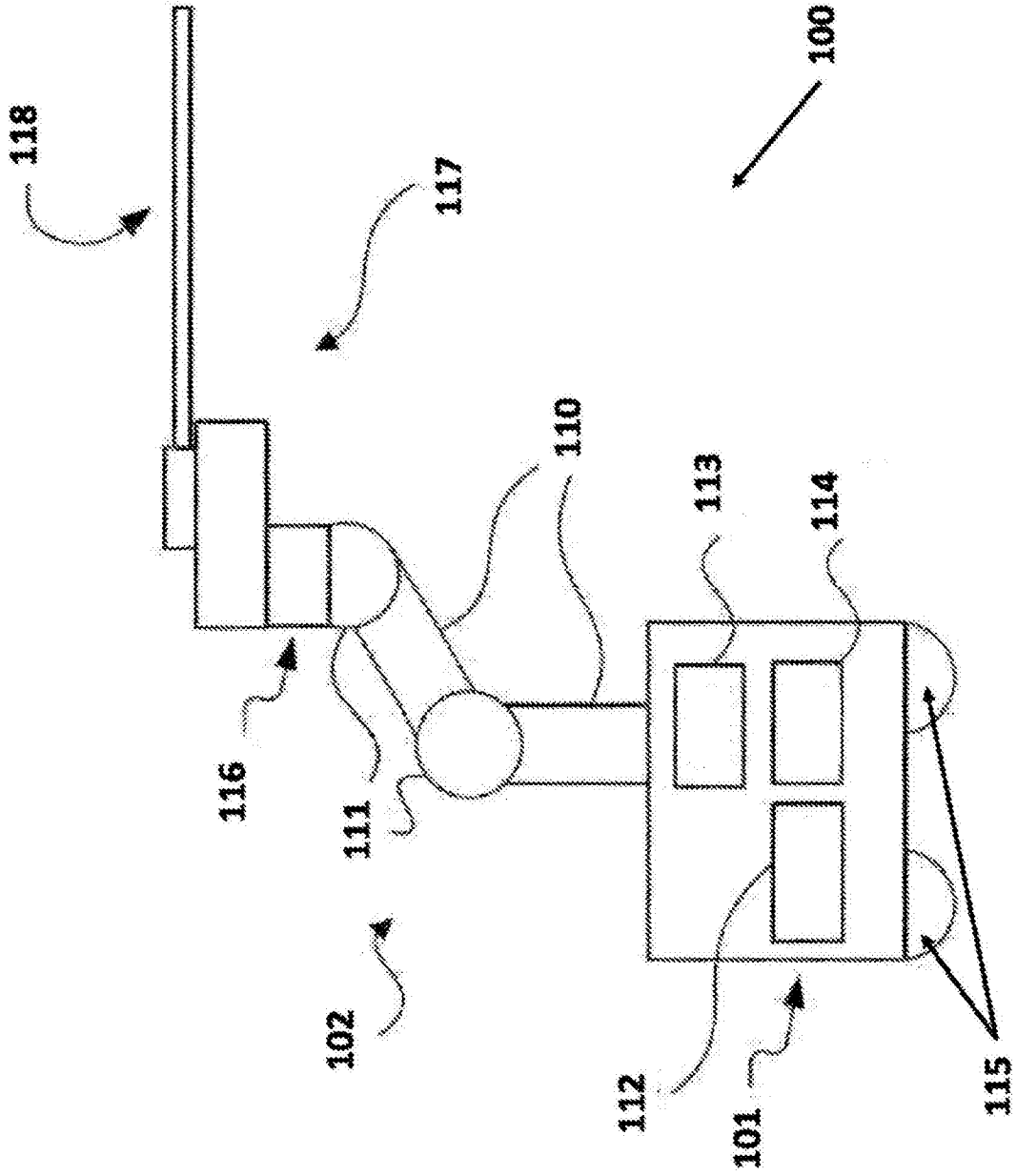


图1

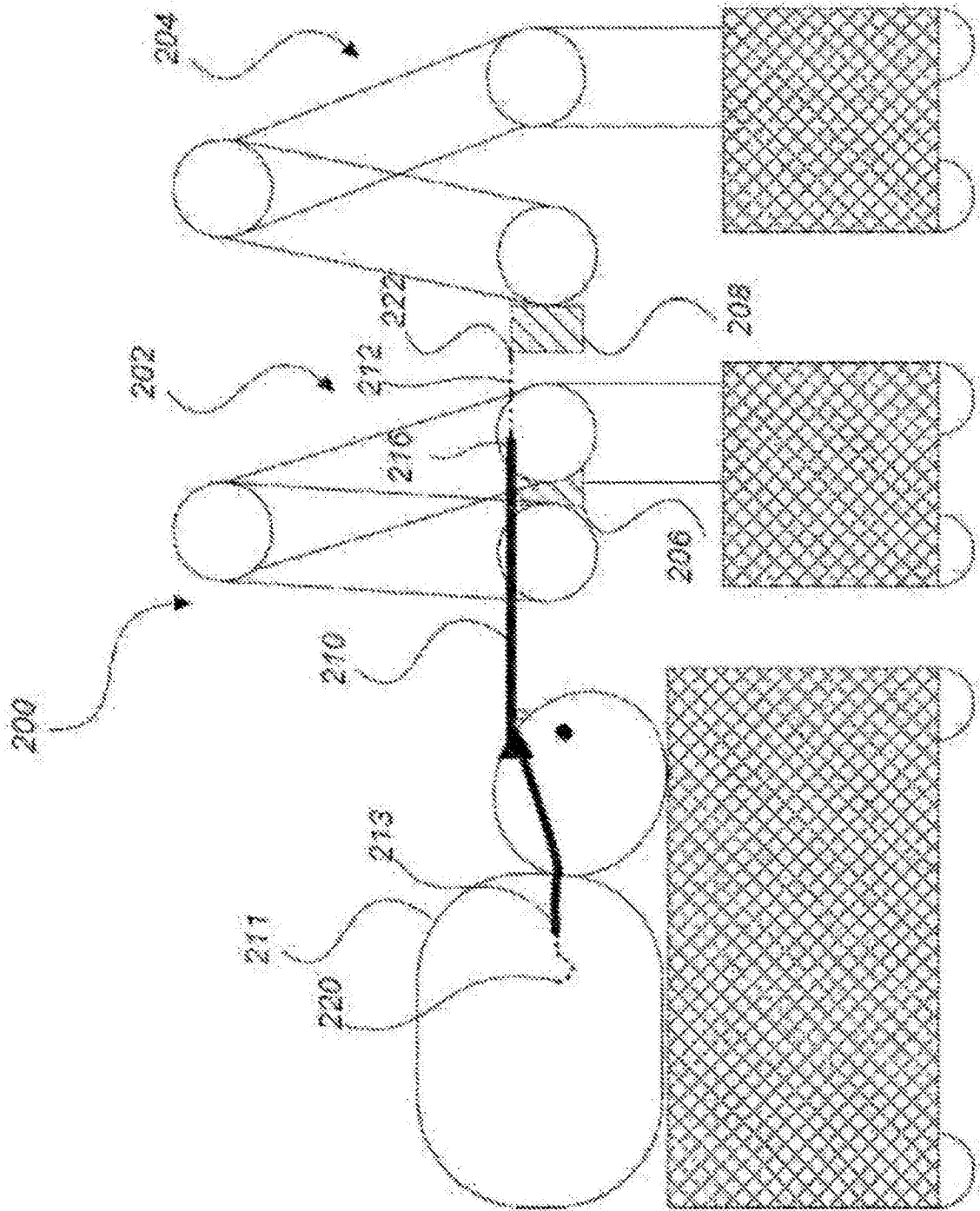


图2A

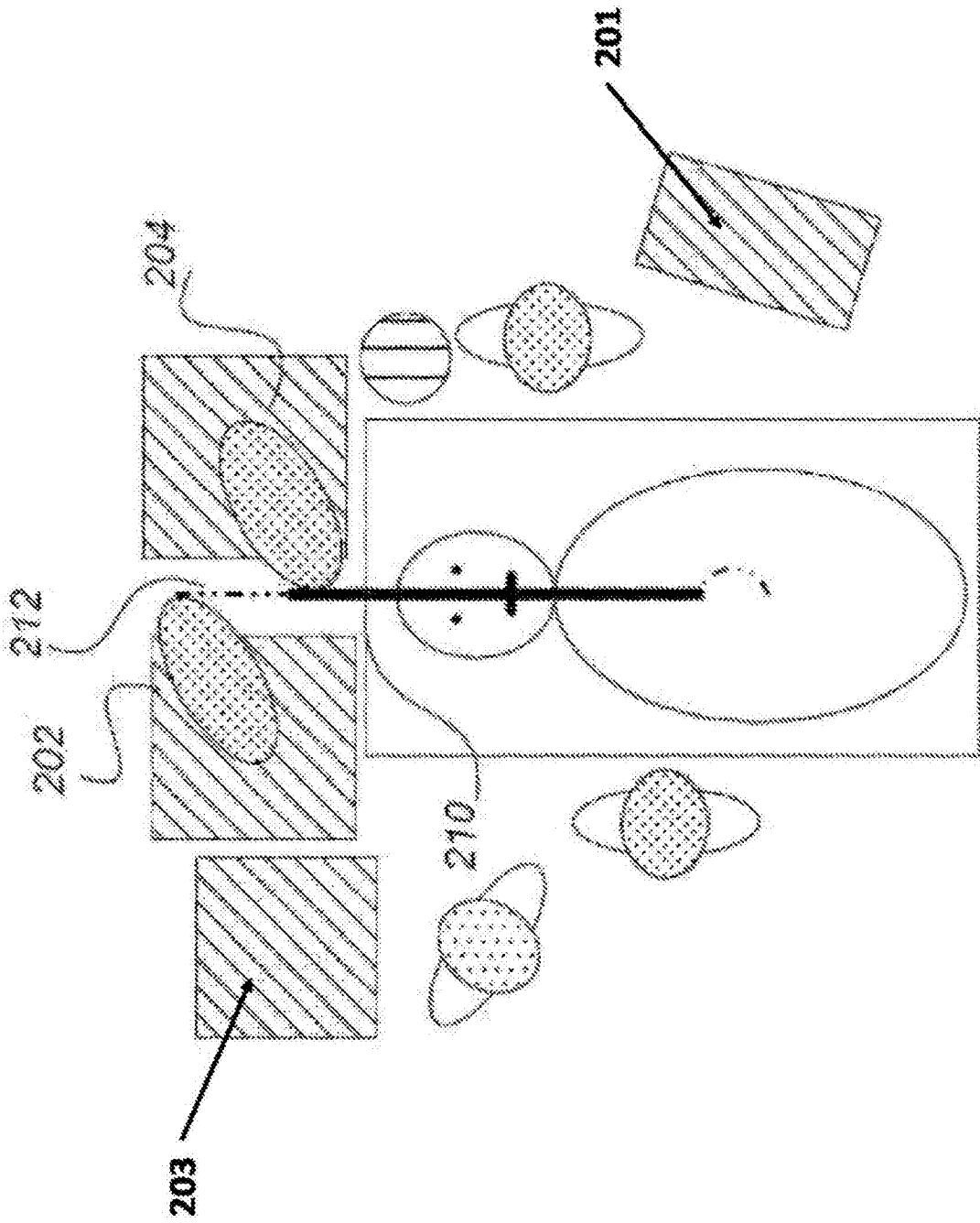


图2B

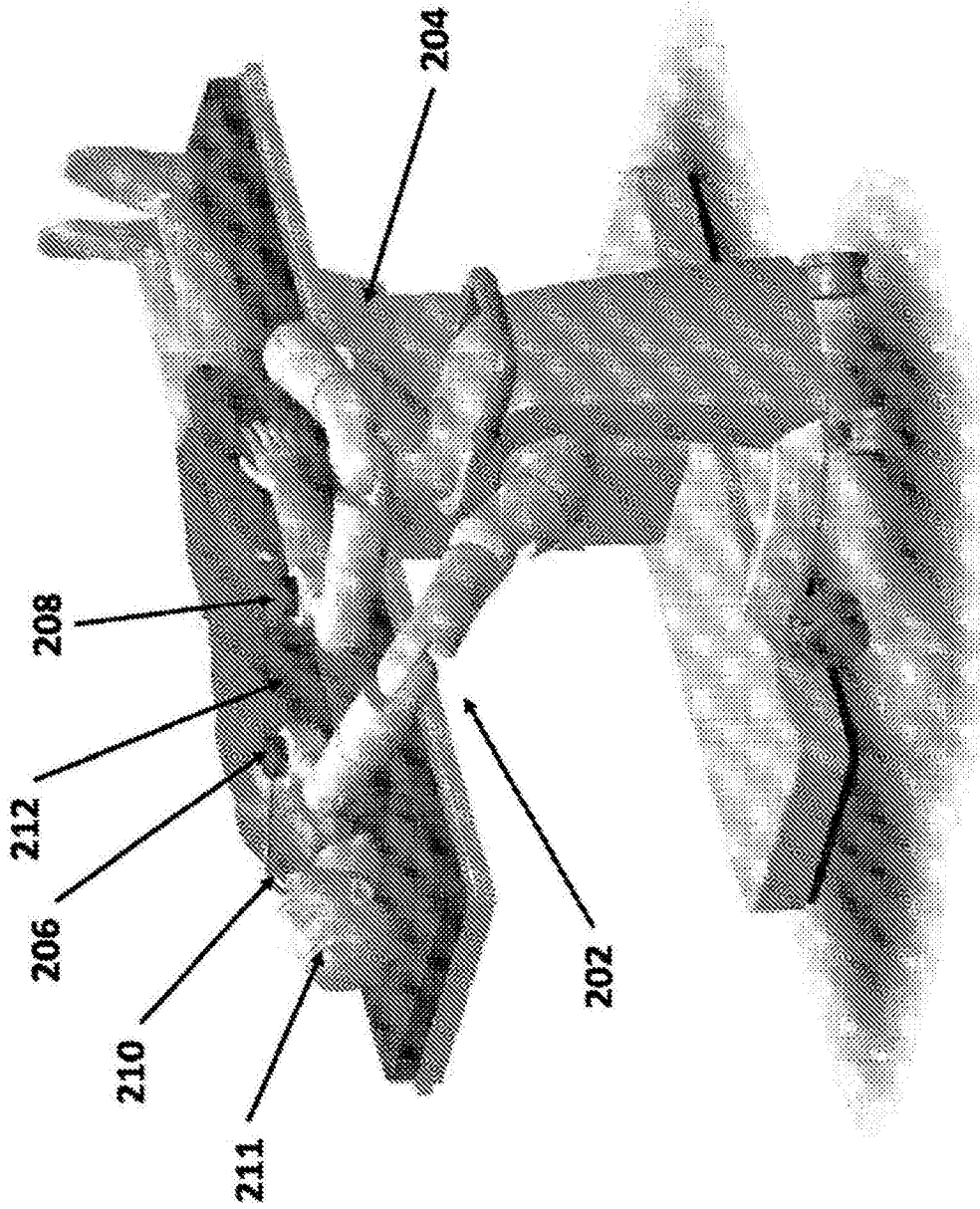


图20C

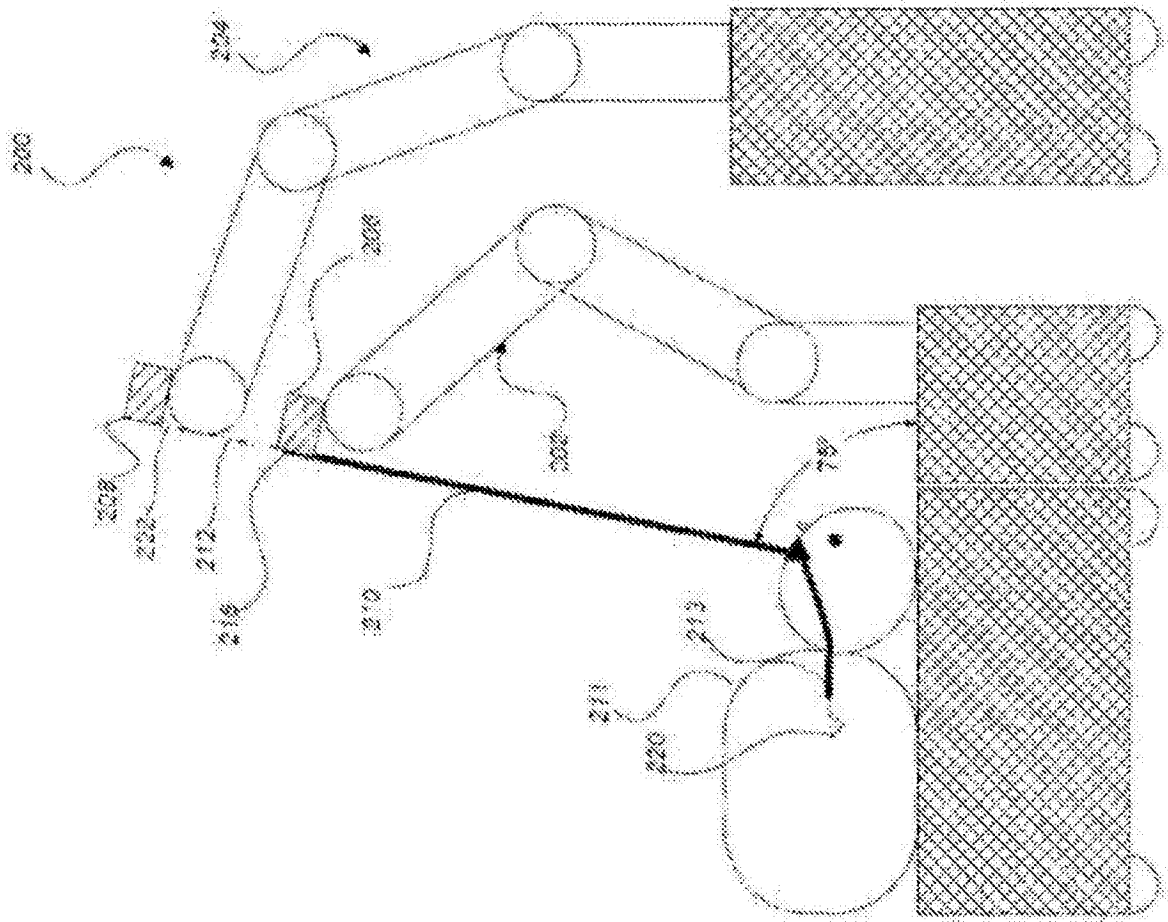


图2D

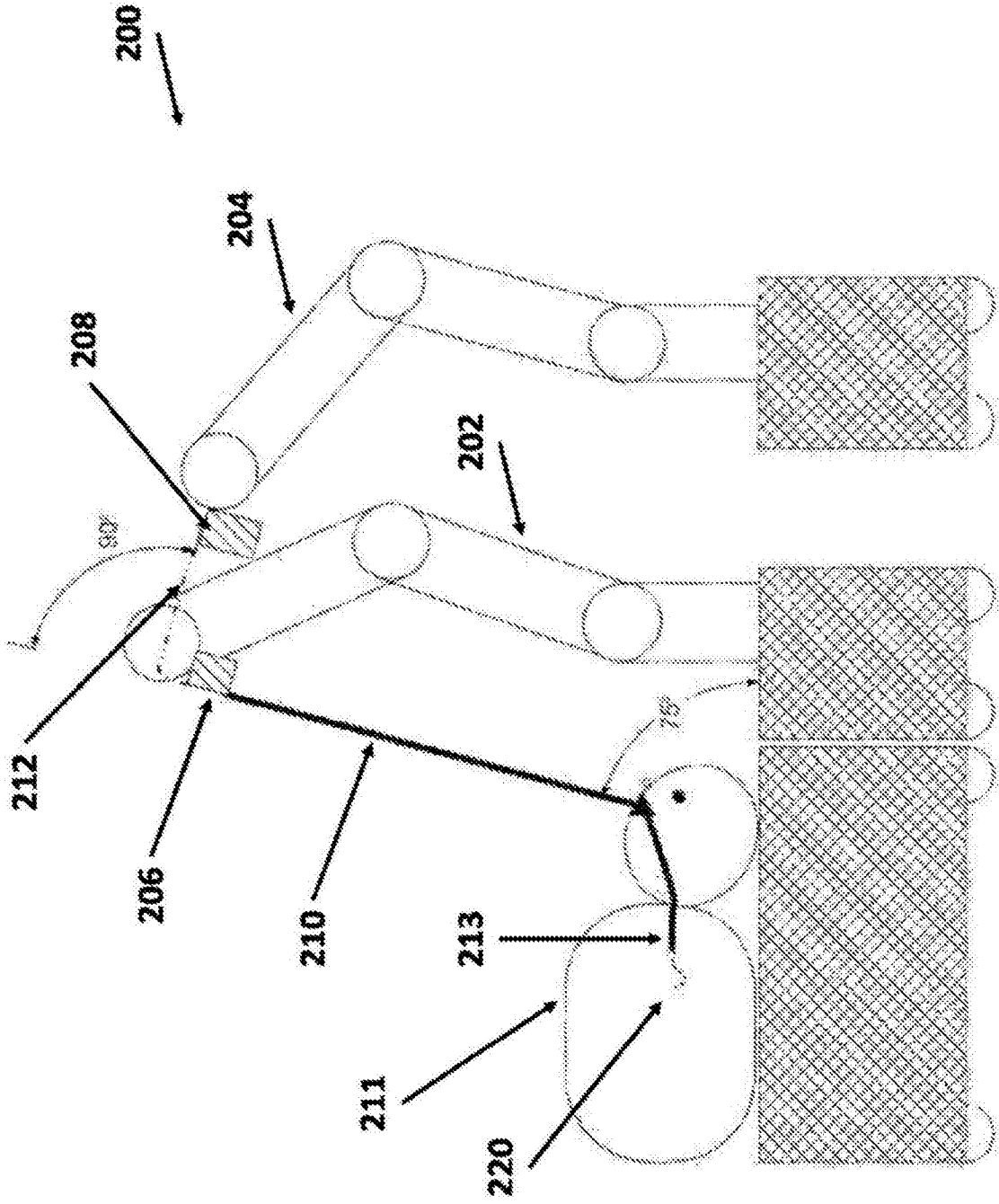


图2E

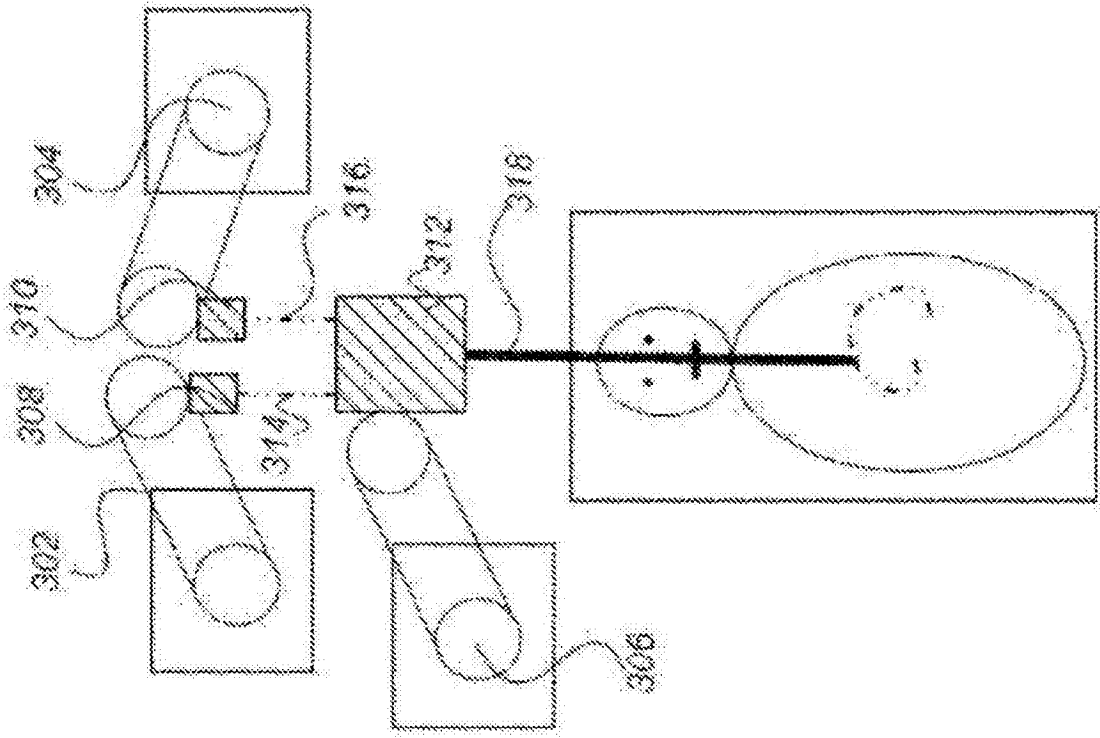


图3A

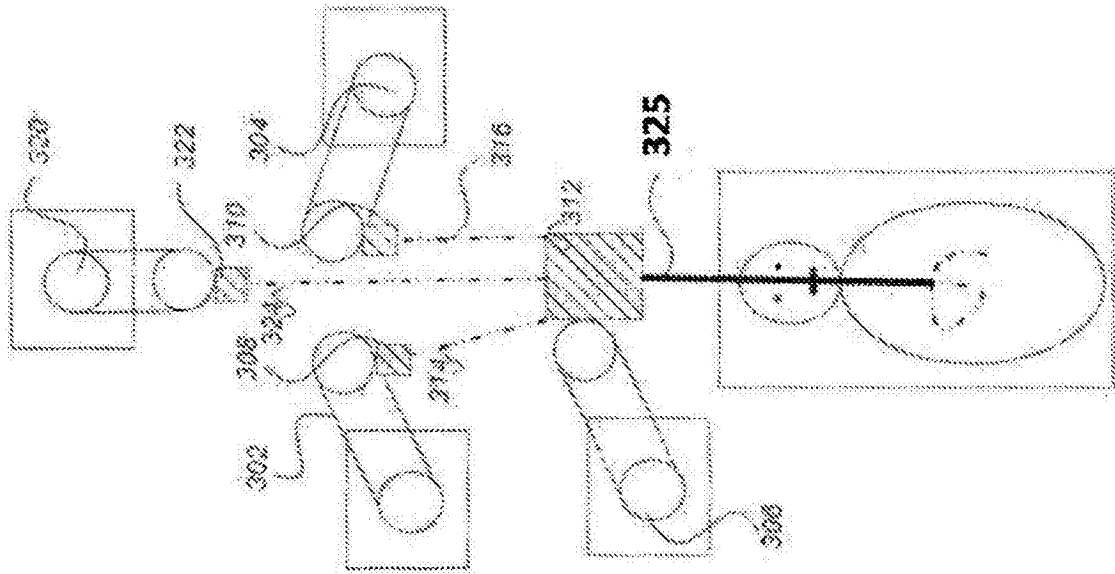


图3B

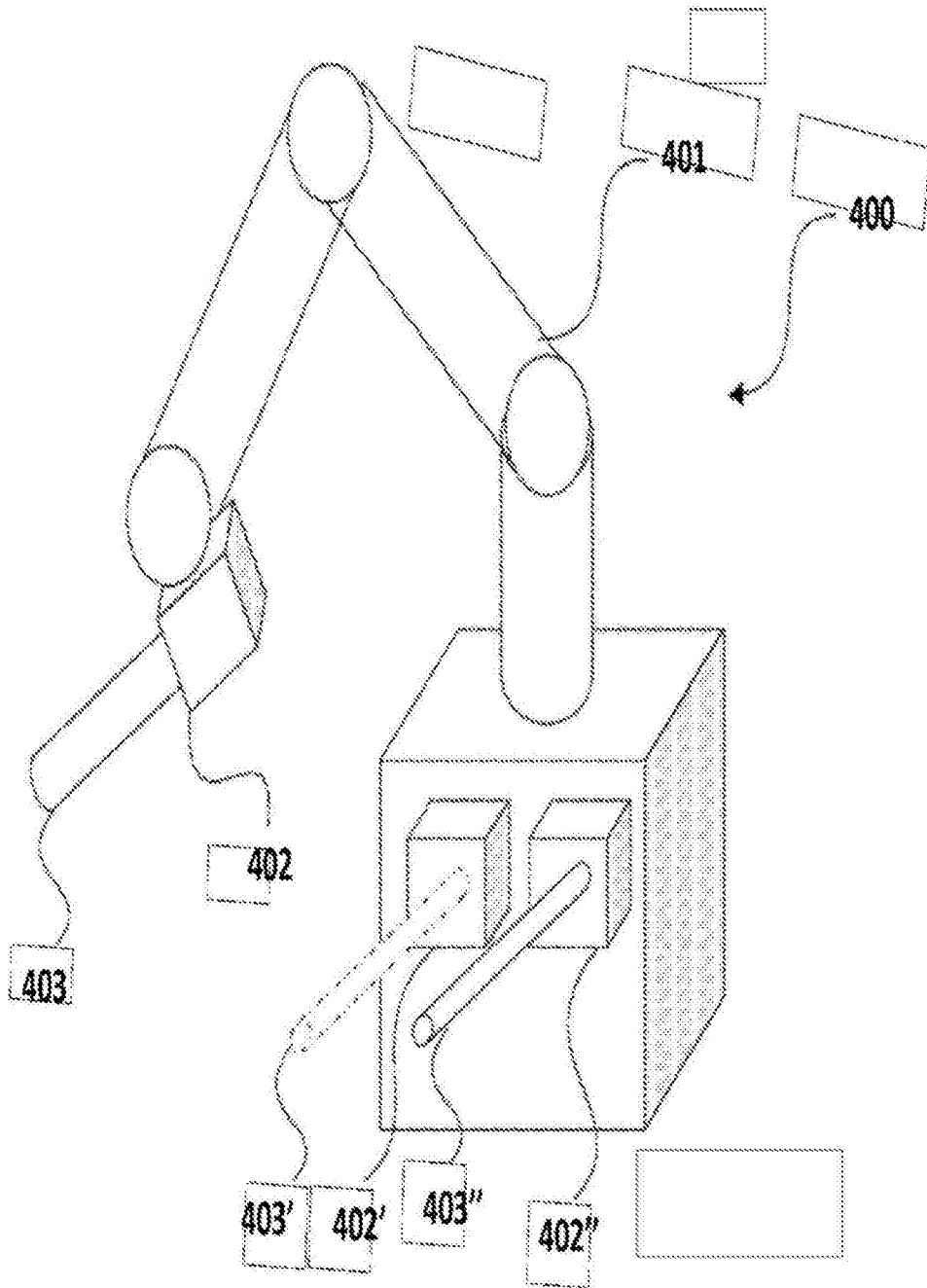


图4A

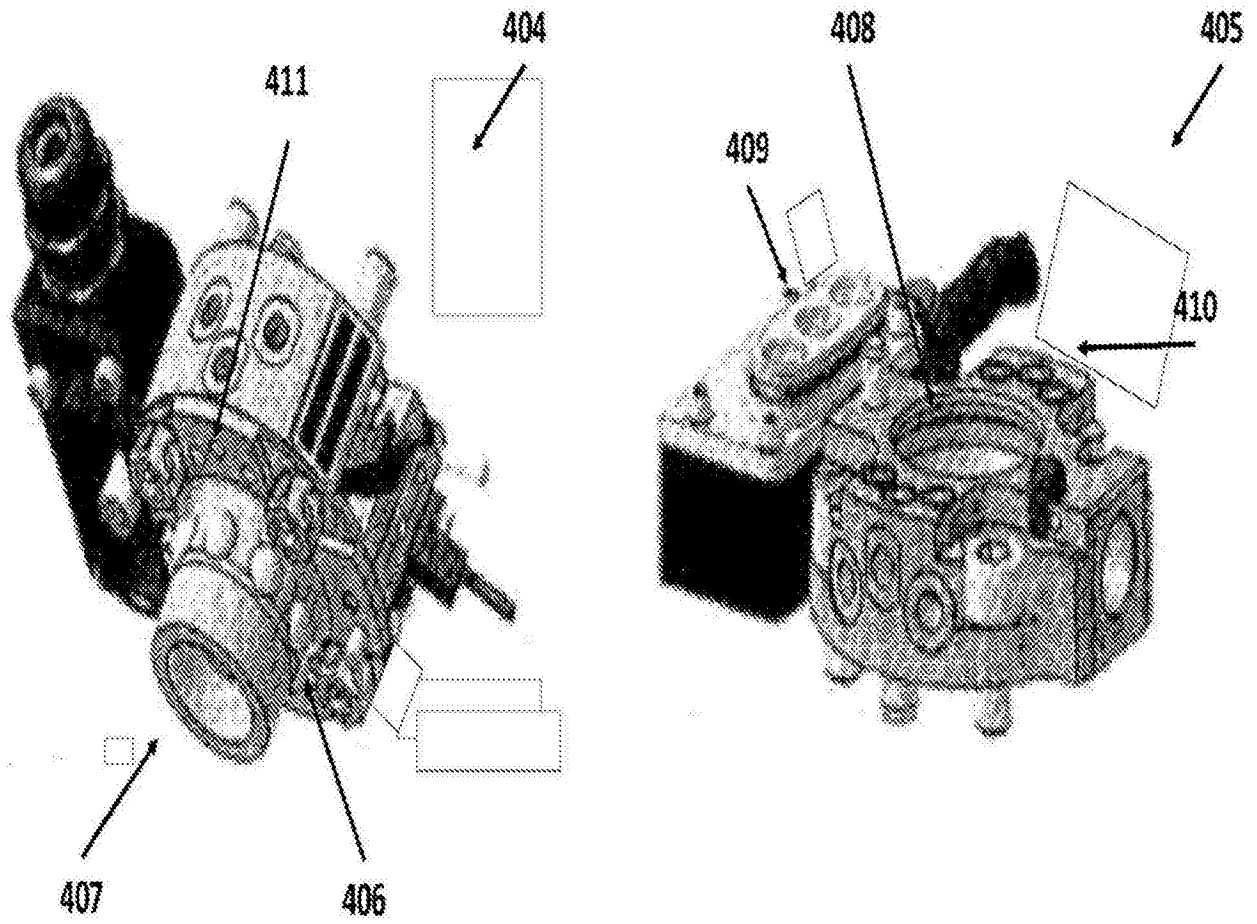


图4B

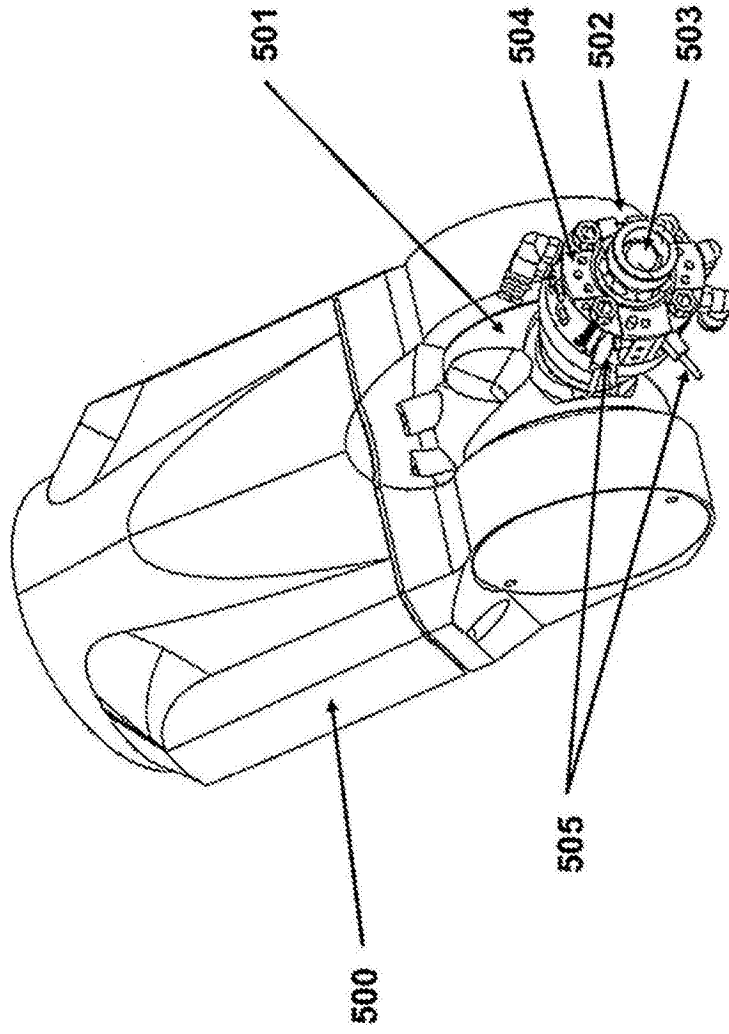


图5A

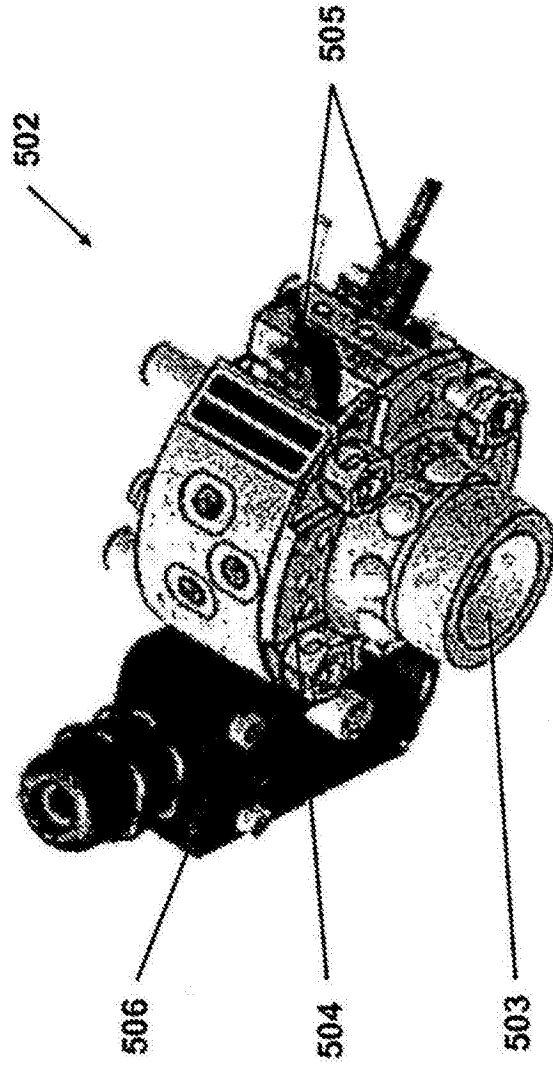


图5B

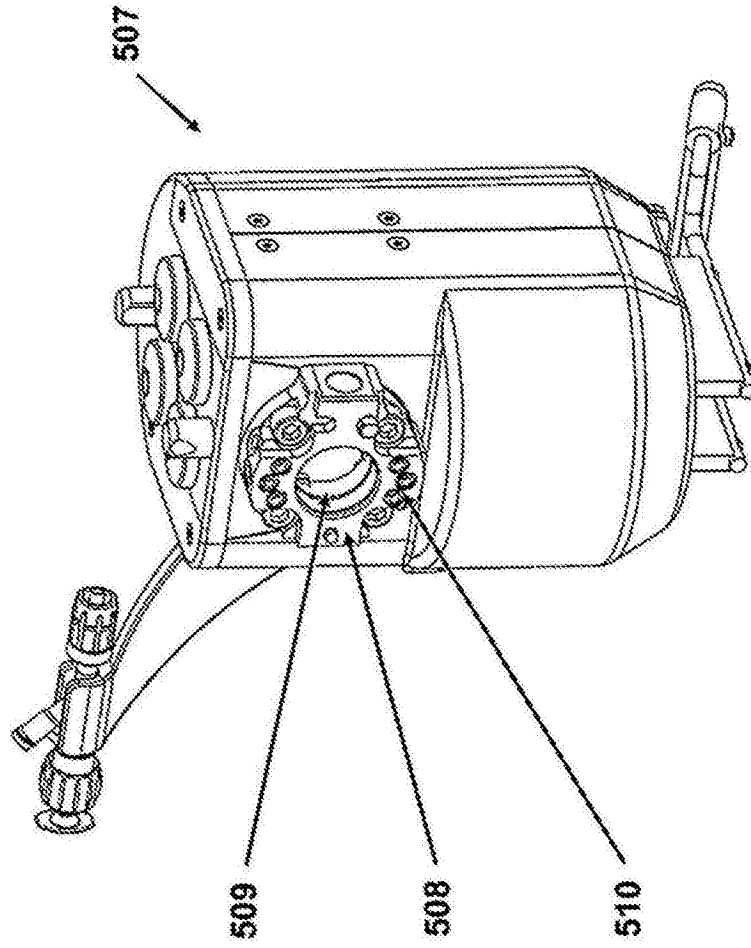


图5C

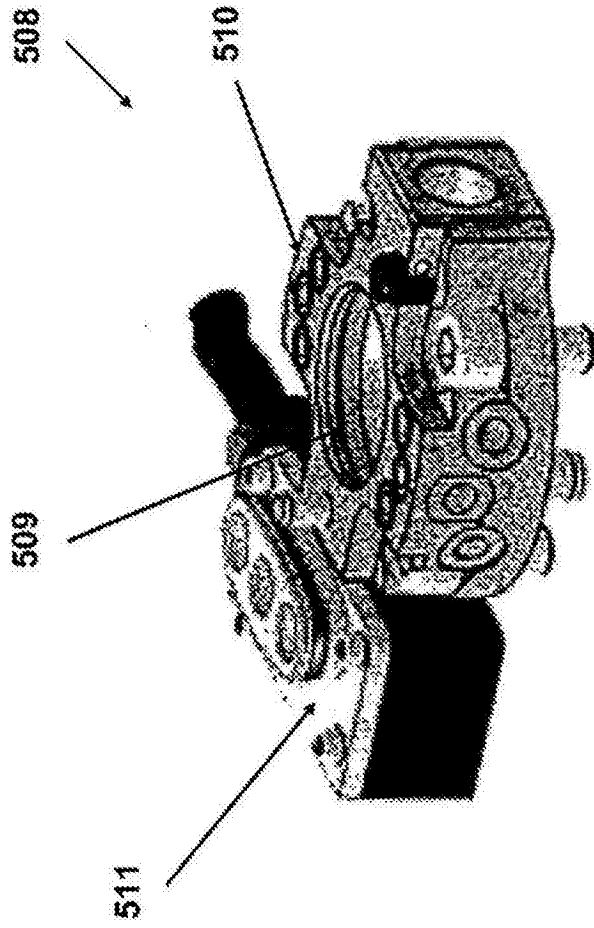


图5D

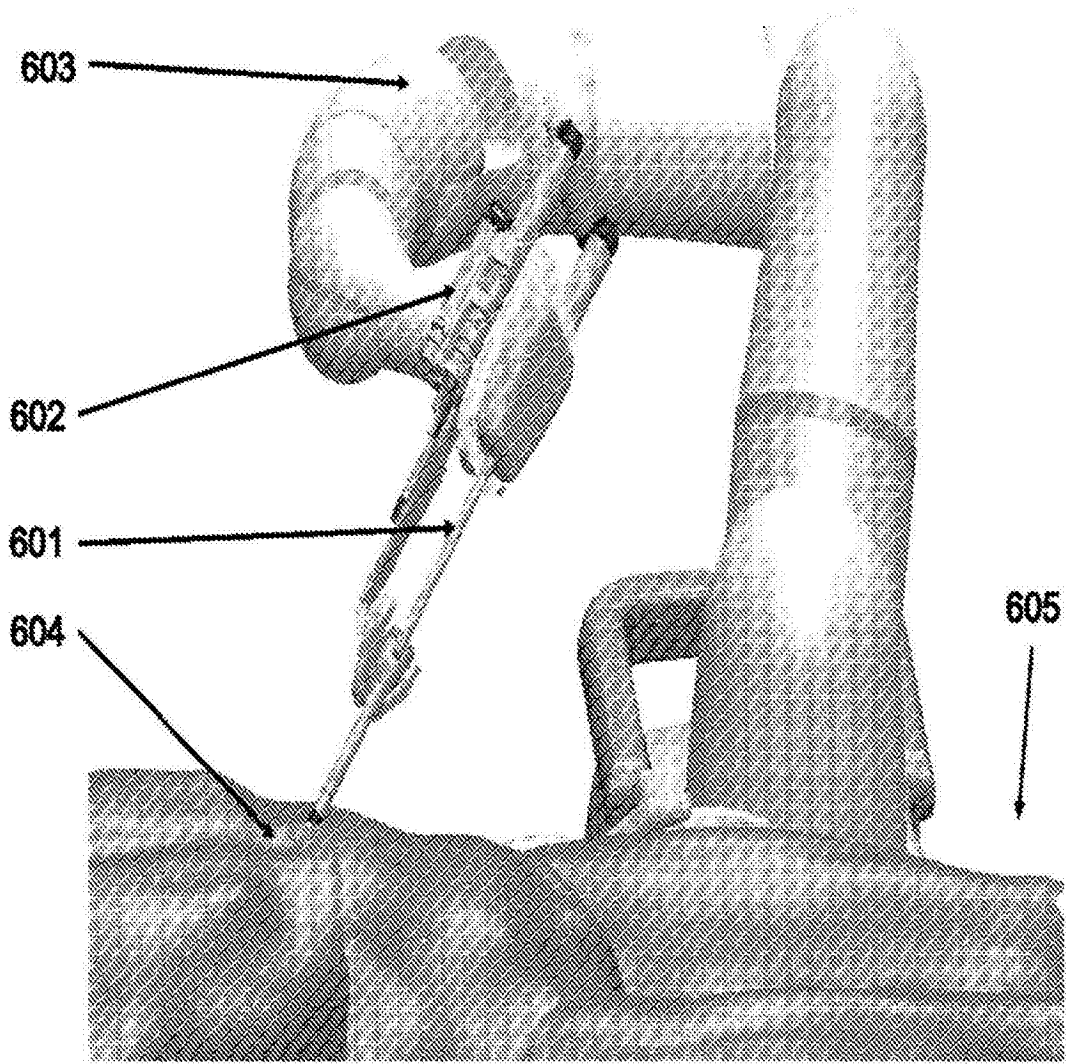


图6

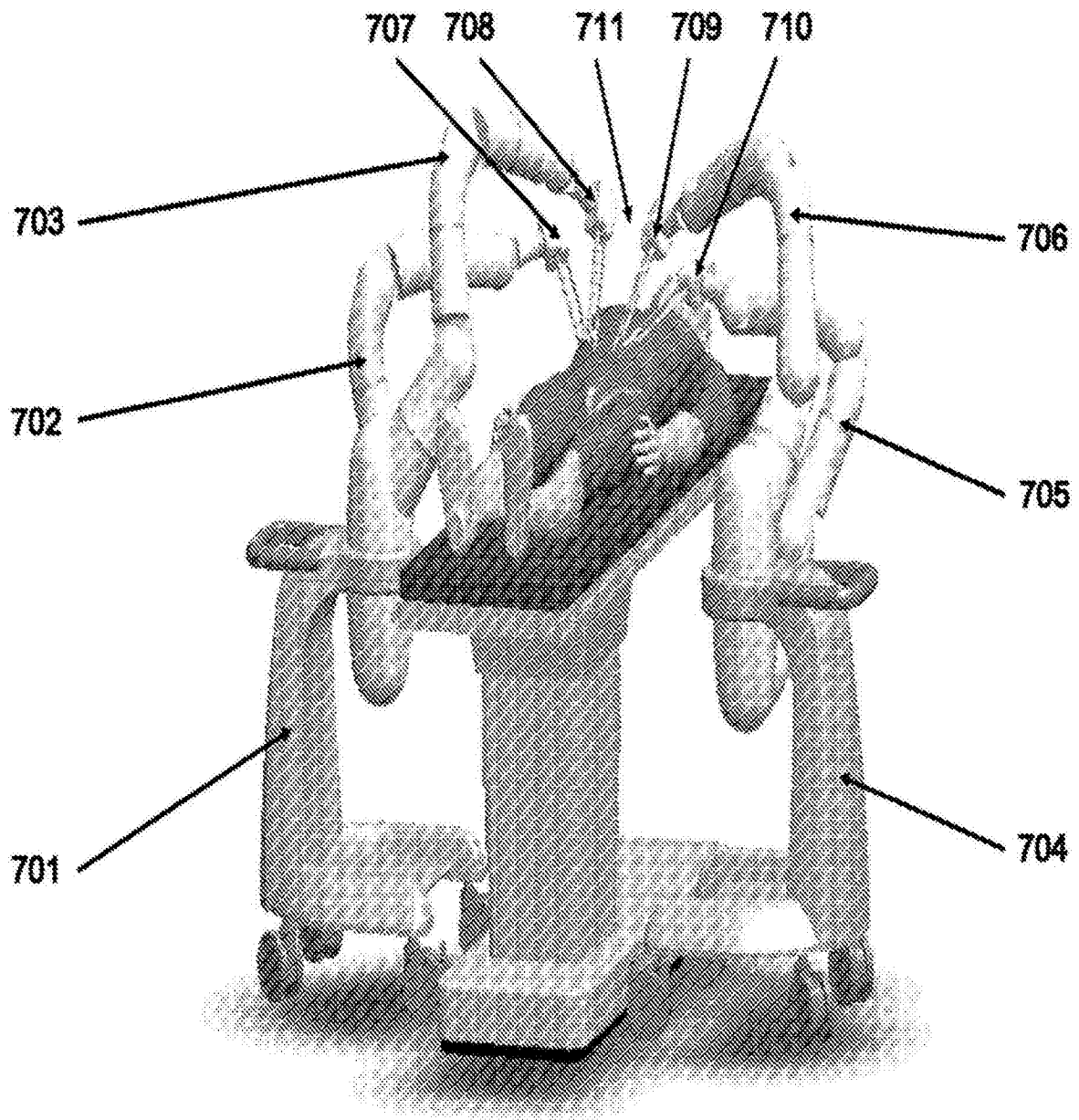


图7

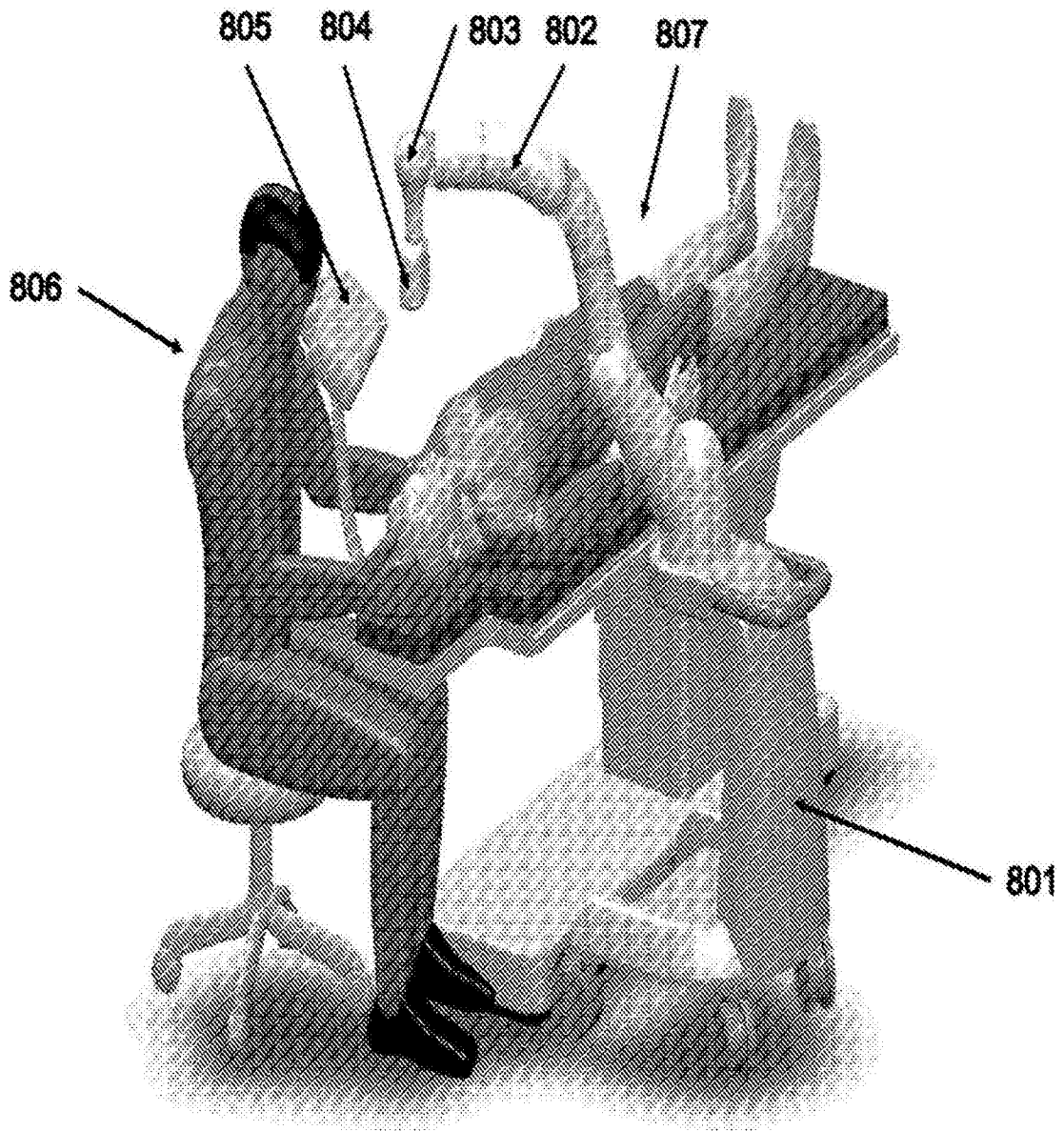


图8A

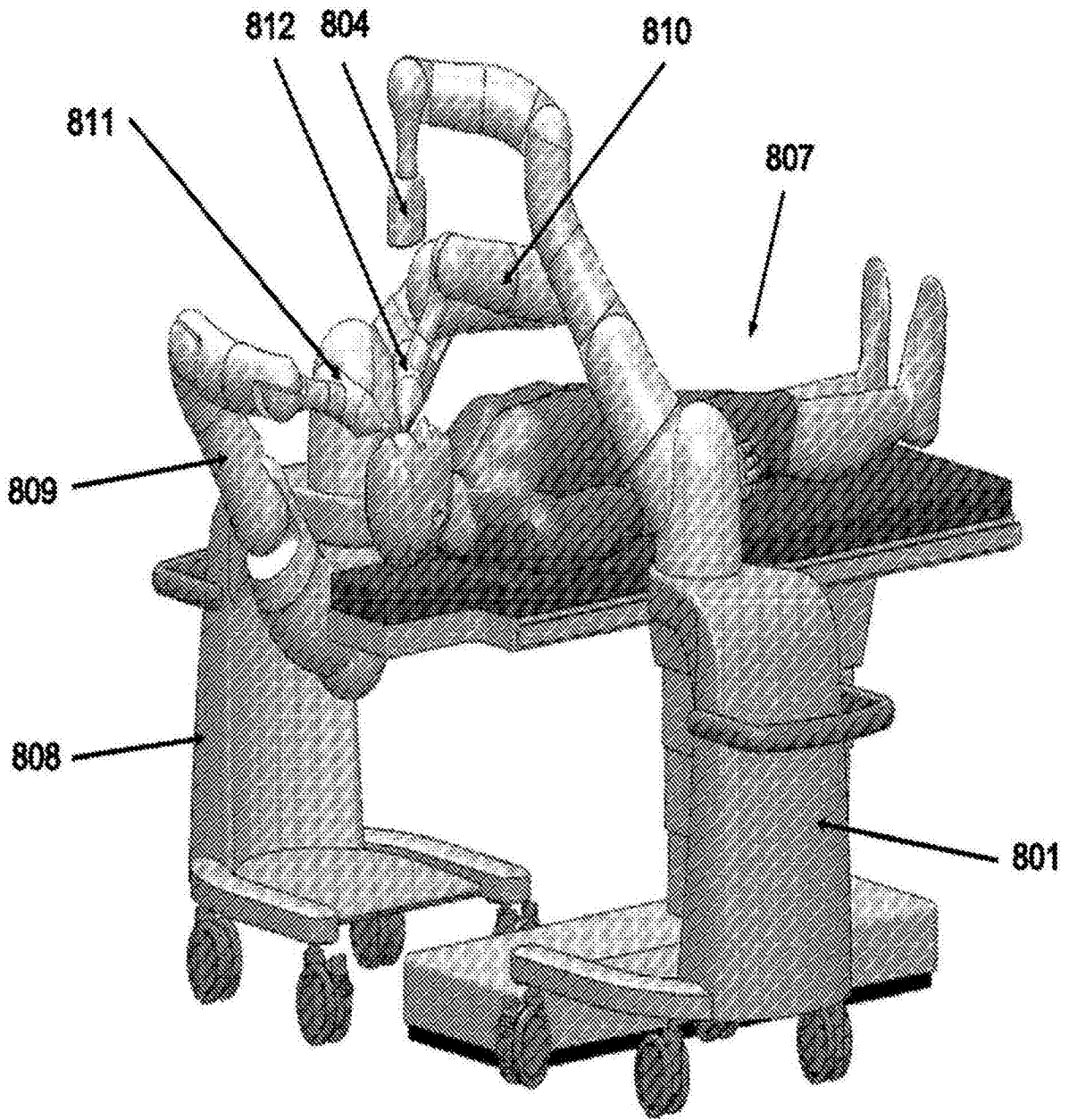


图8B

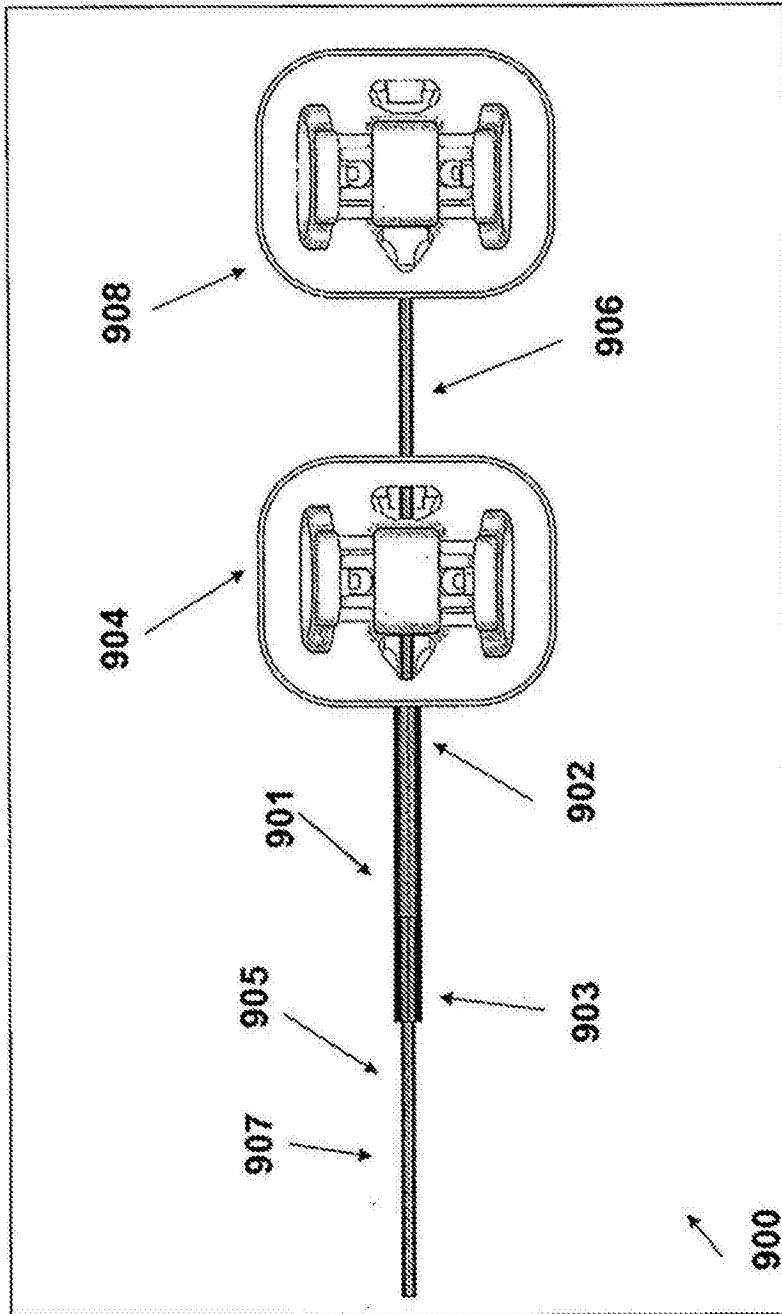


图9

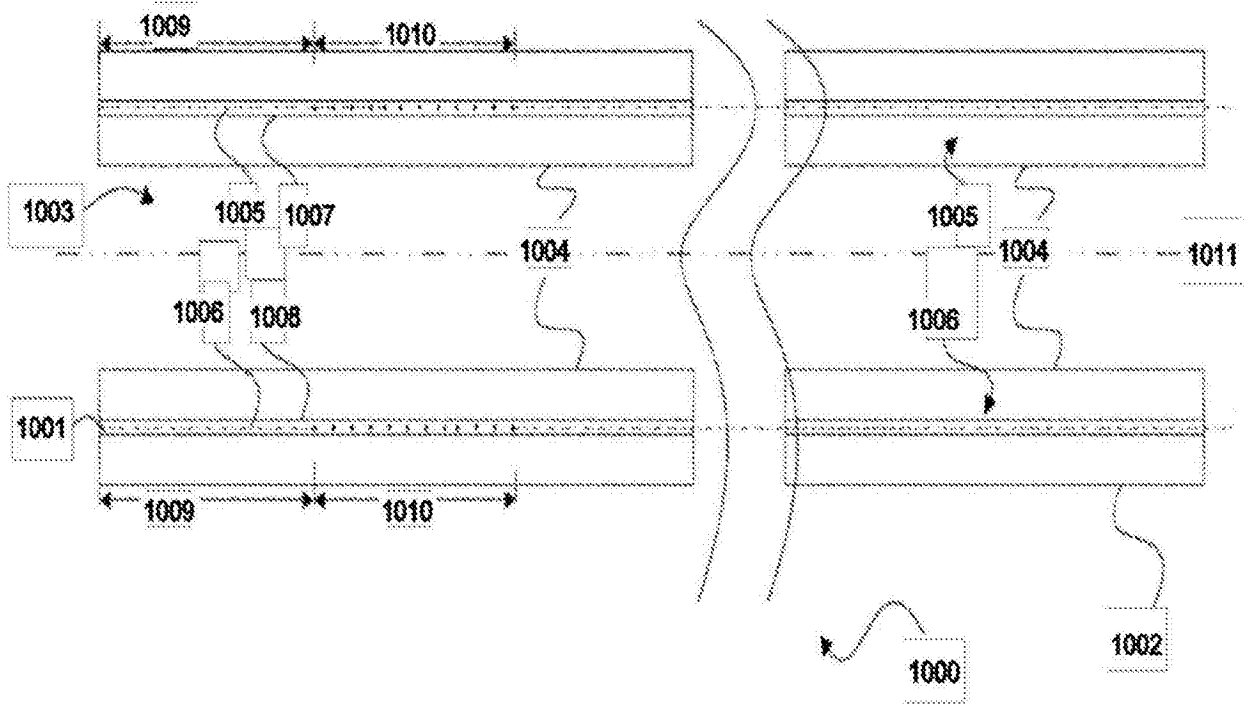


图10A

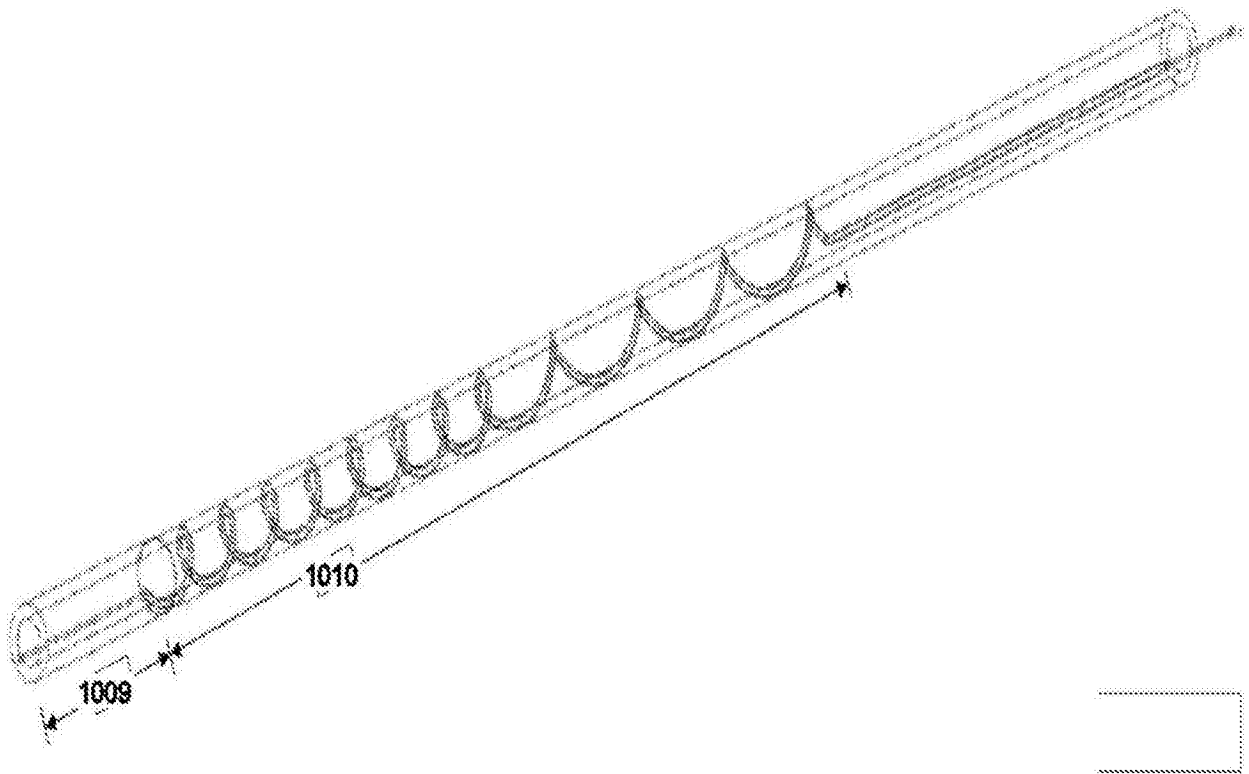


图10B

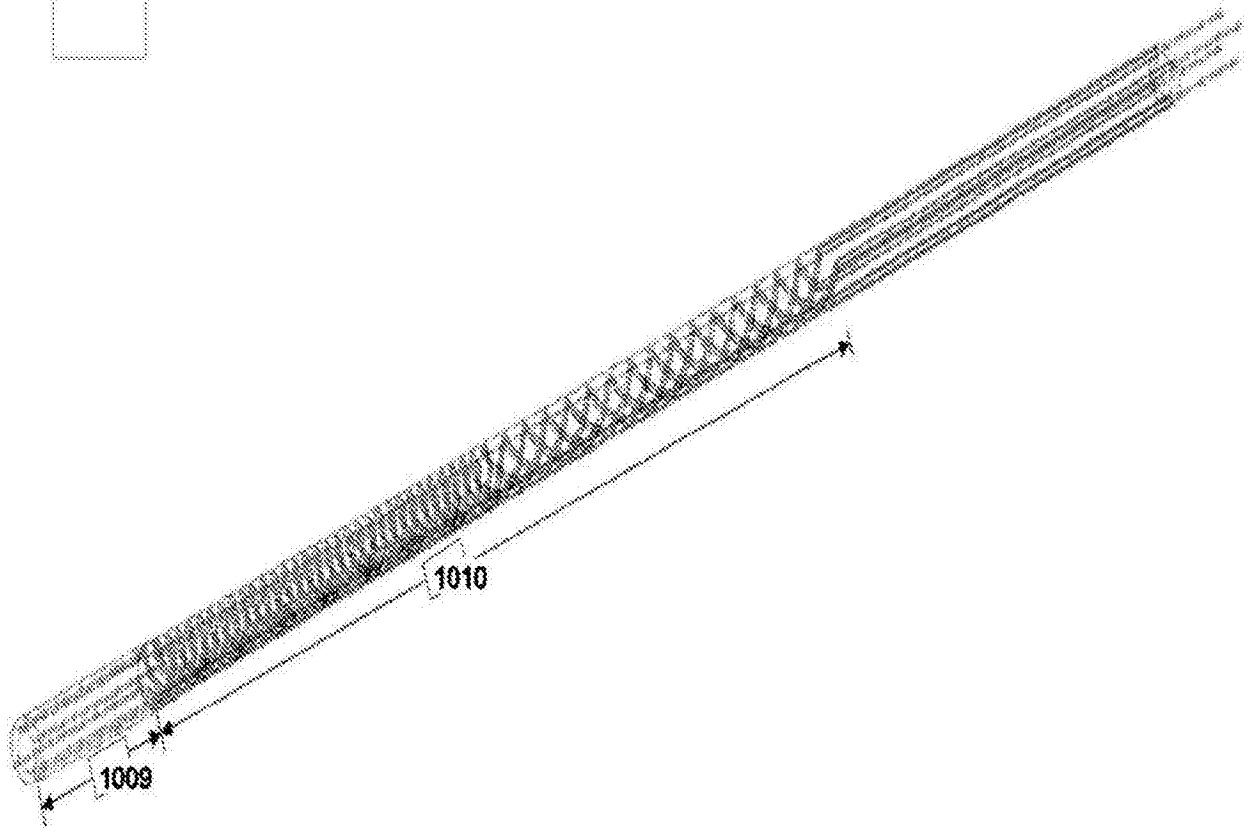


图10C

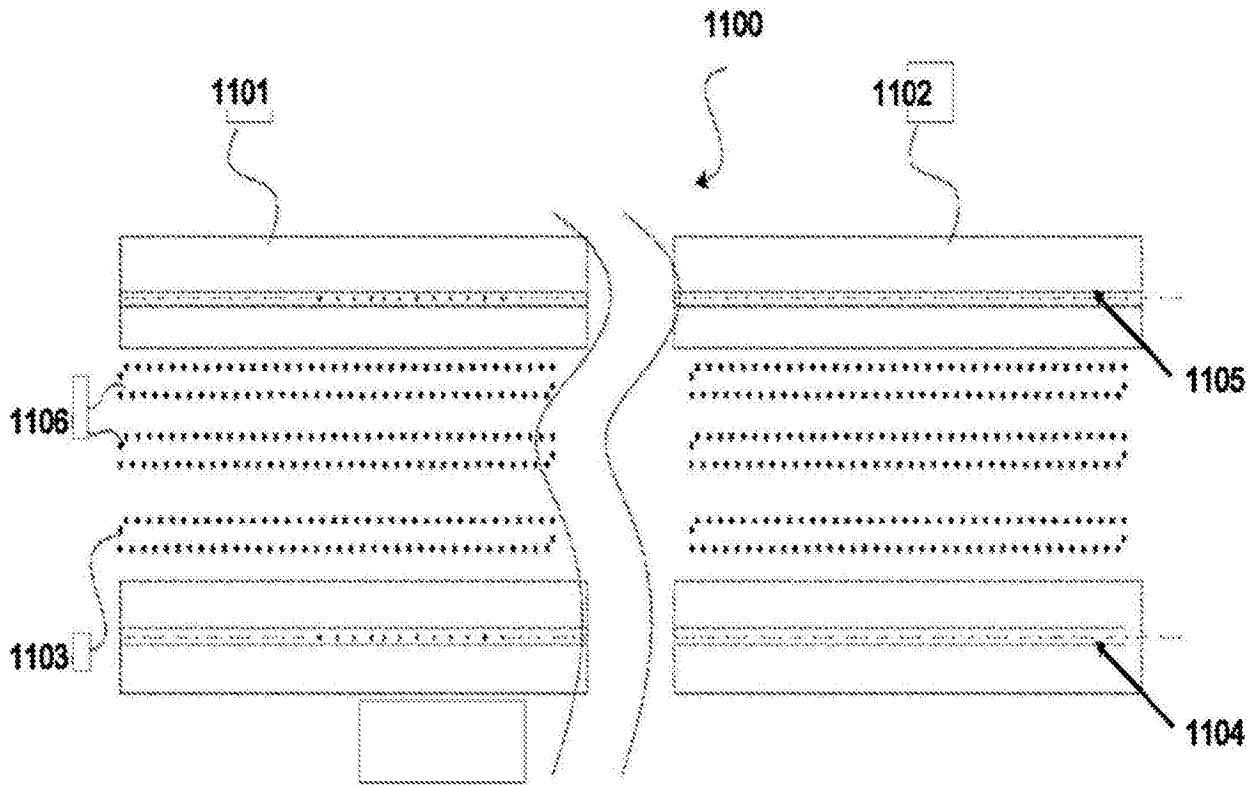


图11A

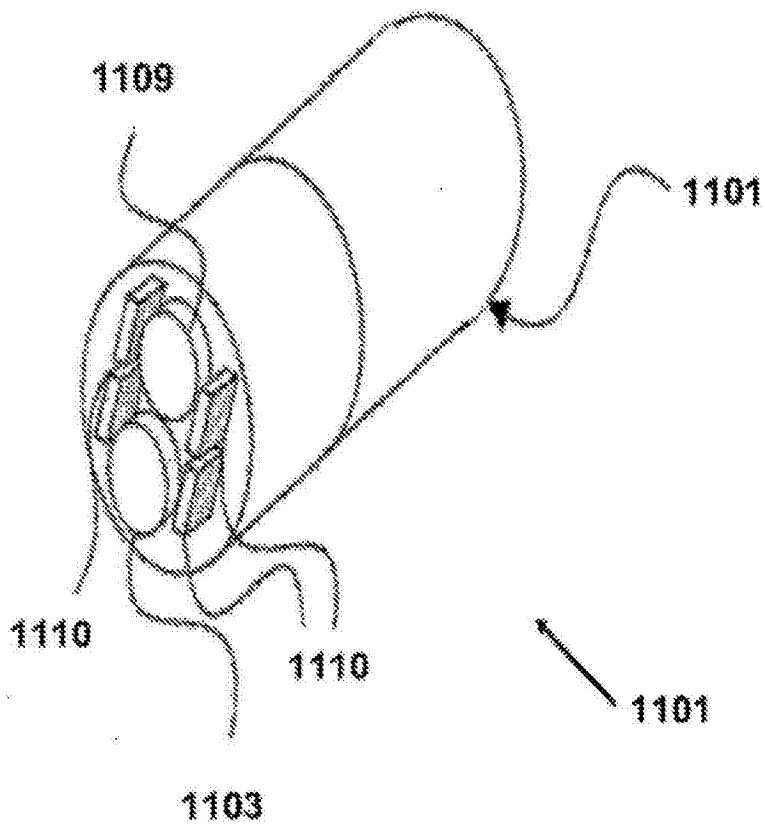


图11B

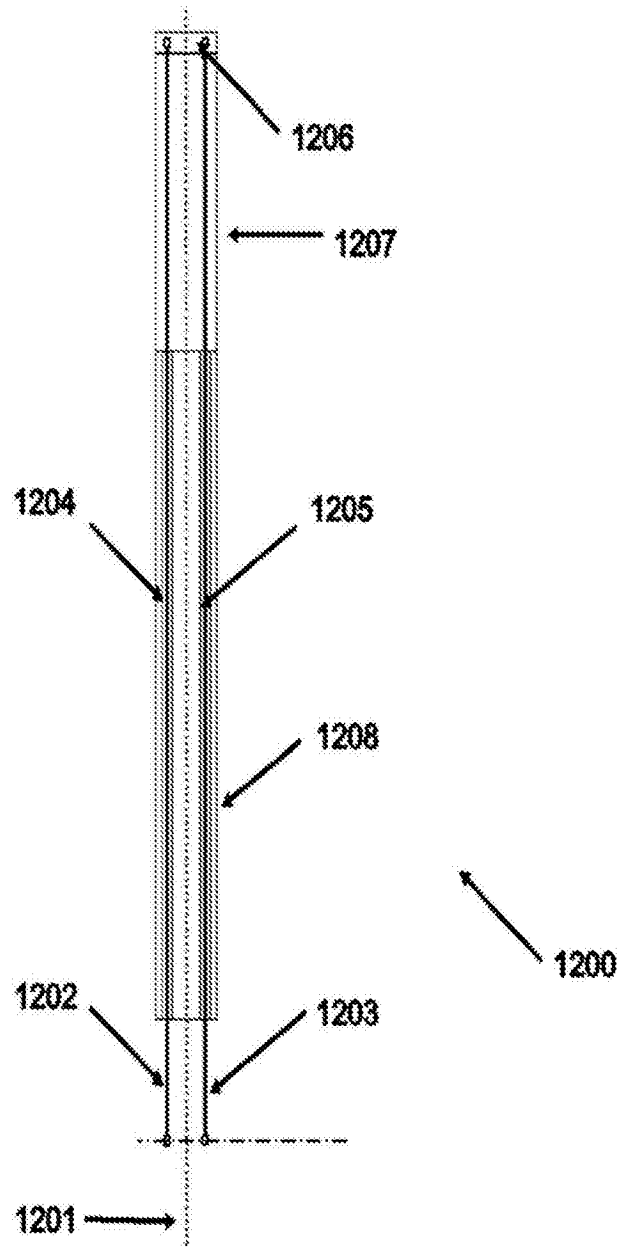


图12A

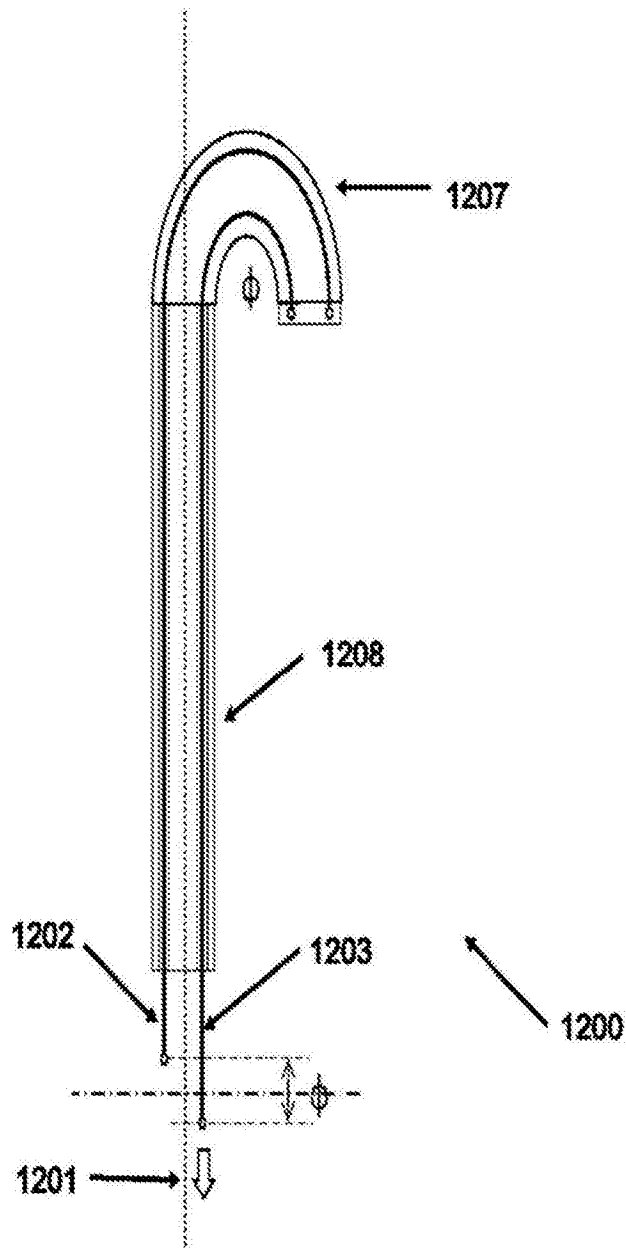


图12B

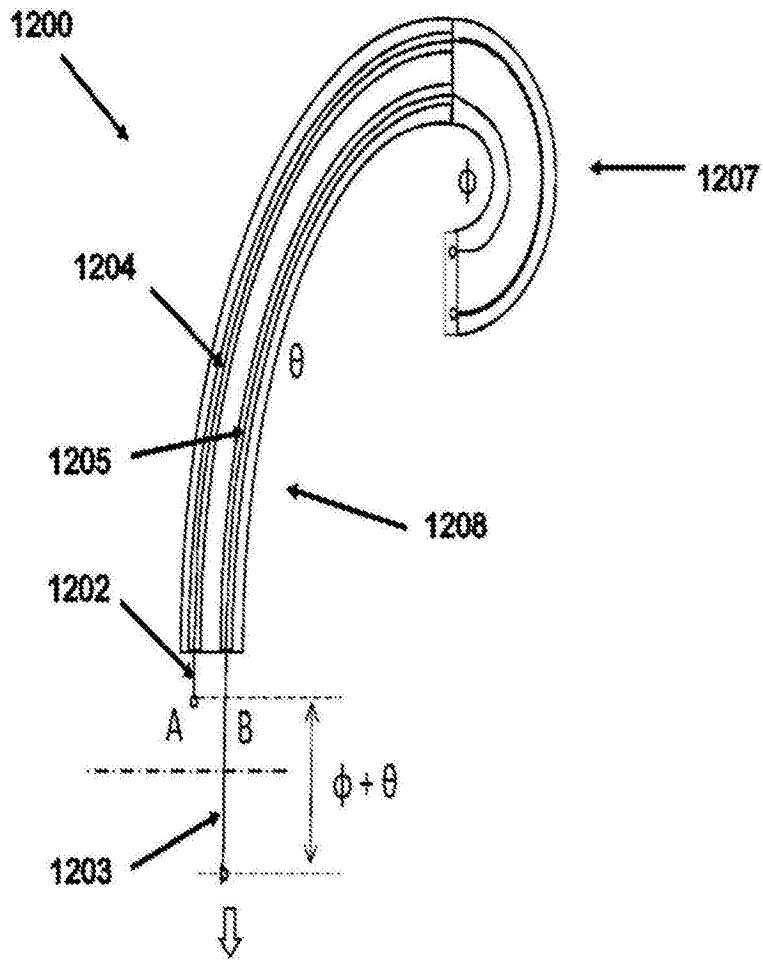


图12C

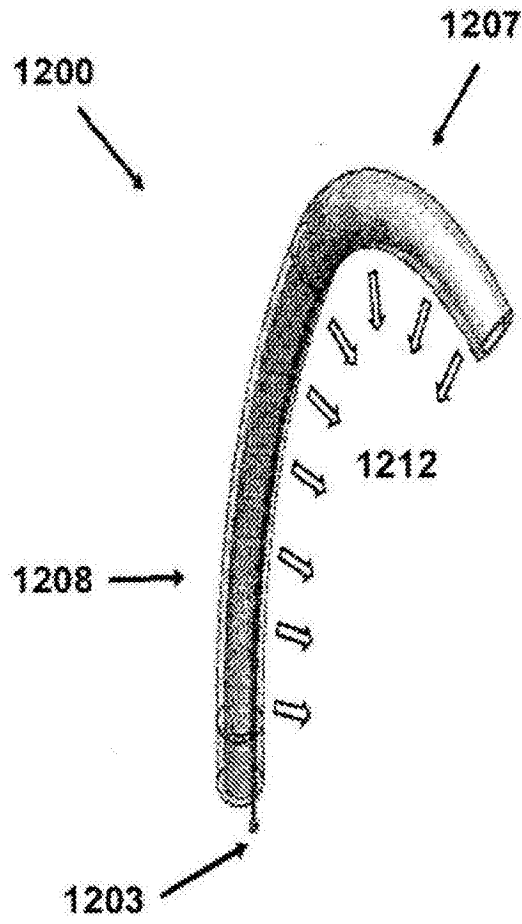


图12D

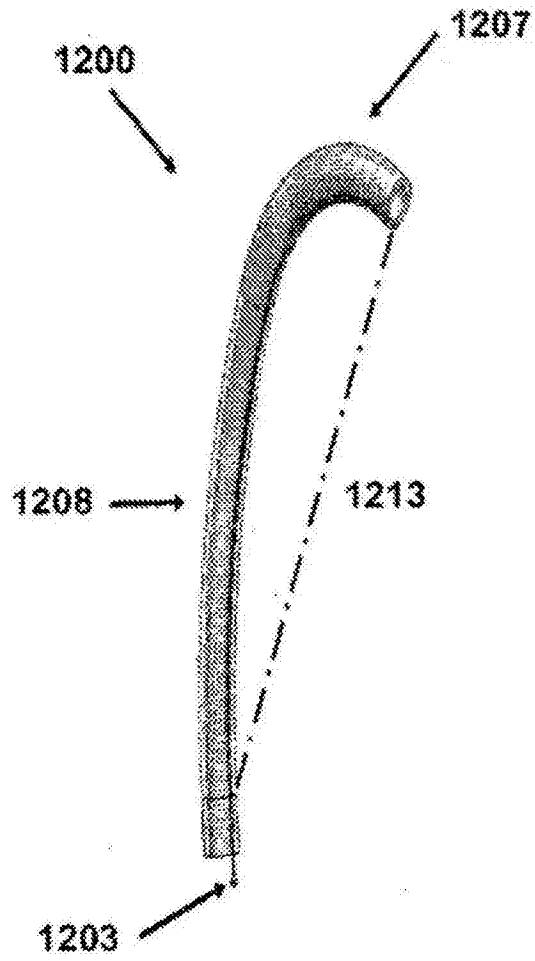


图12E

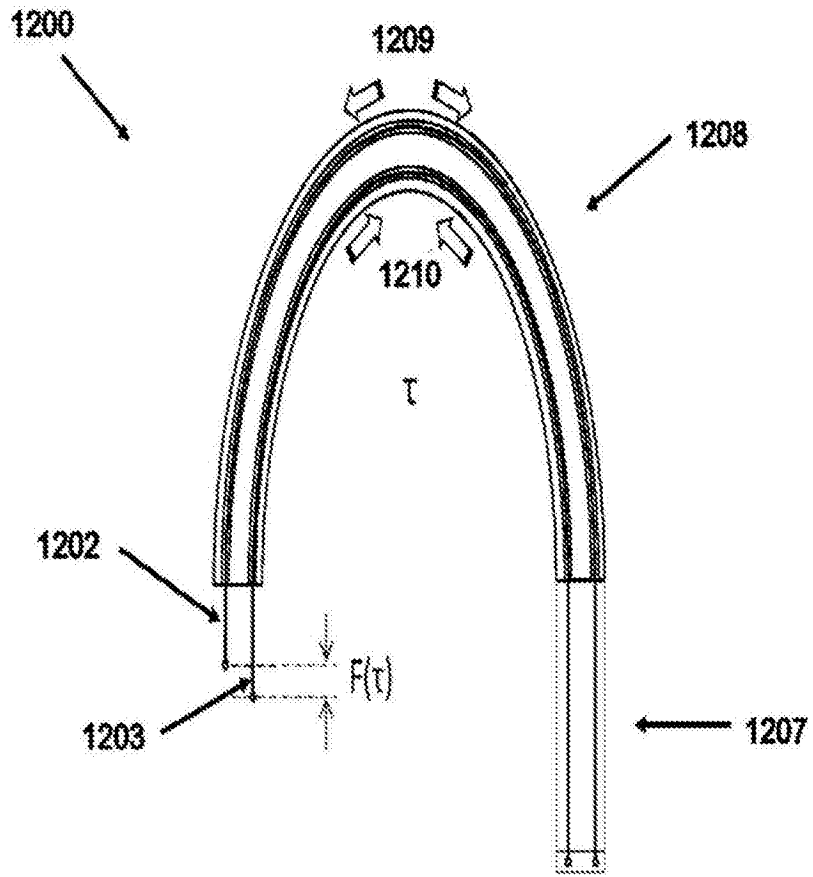


图12F

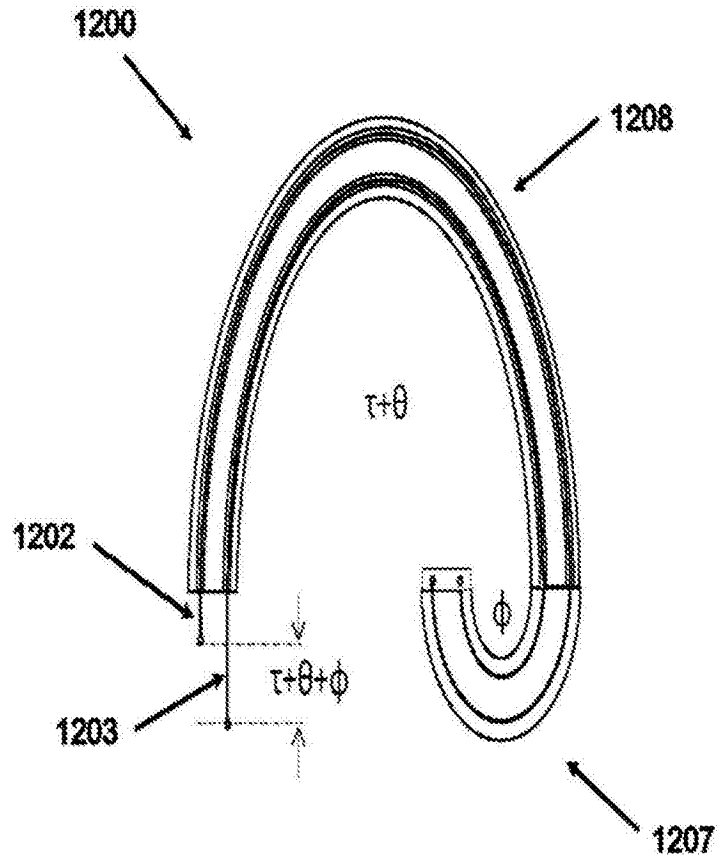


图12G

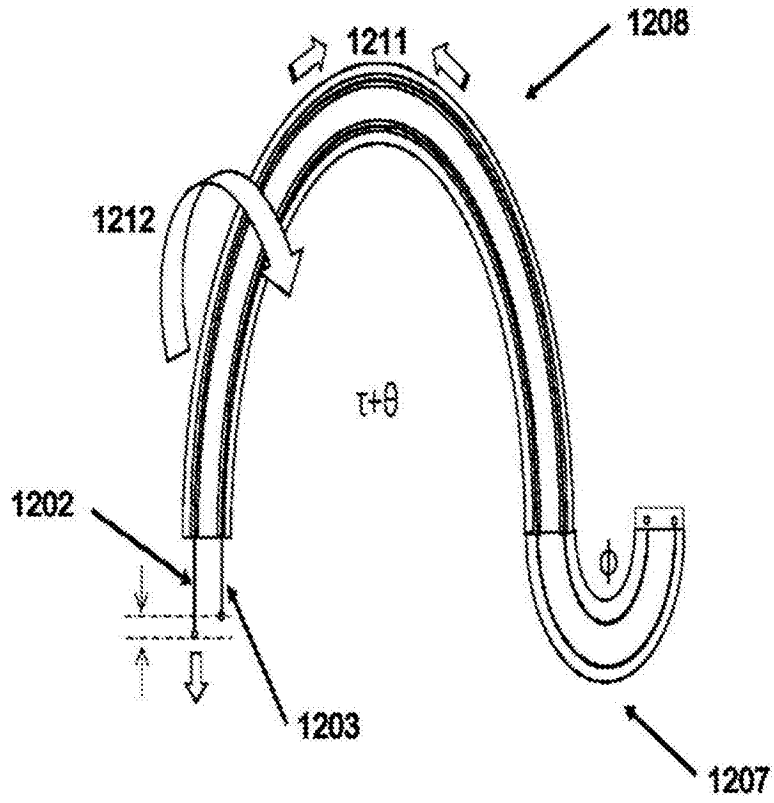


图12H

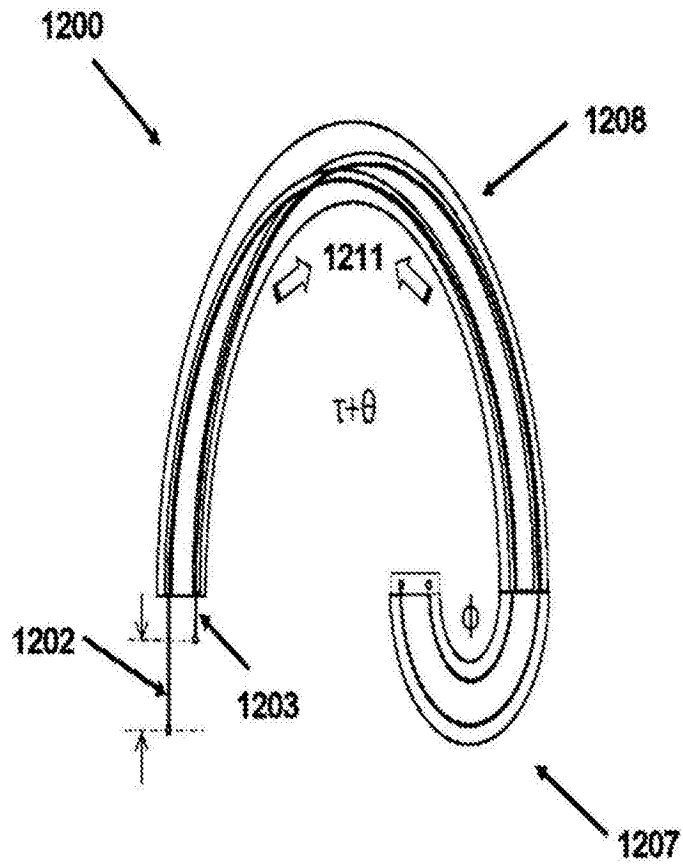


图12I

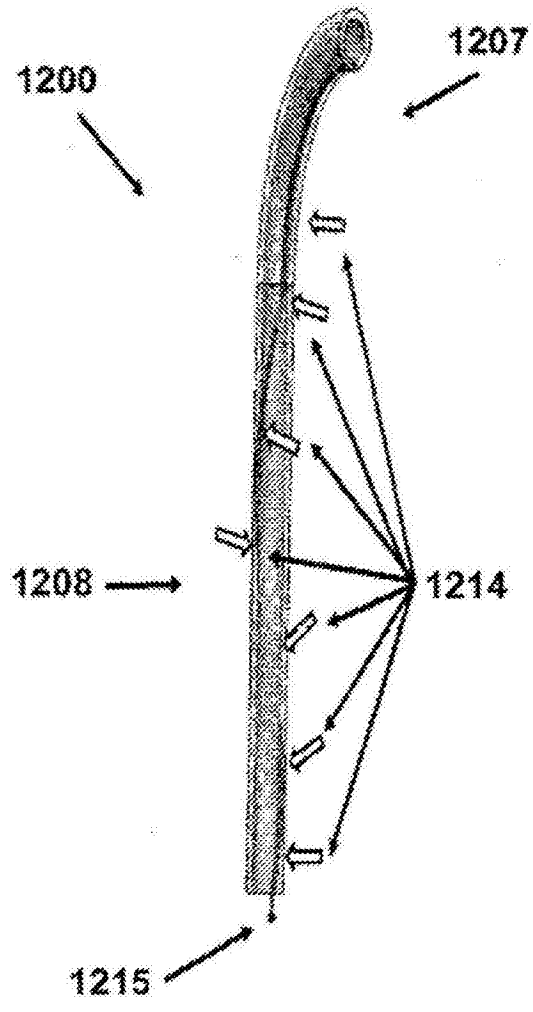


图12J

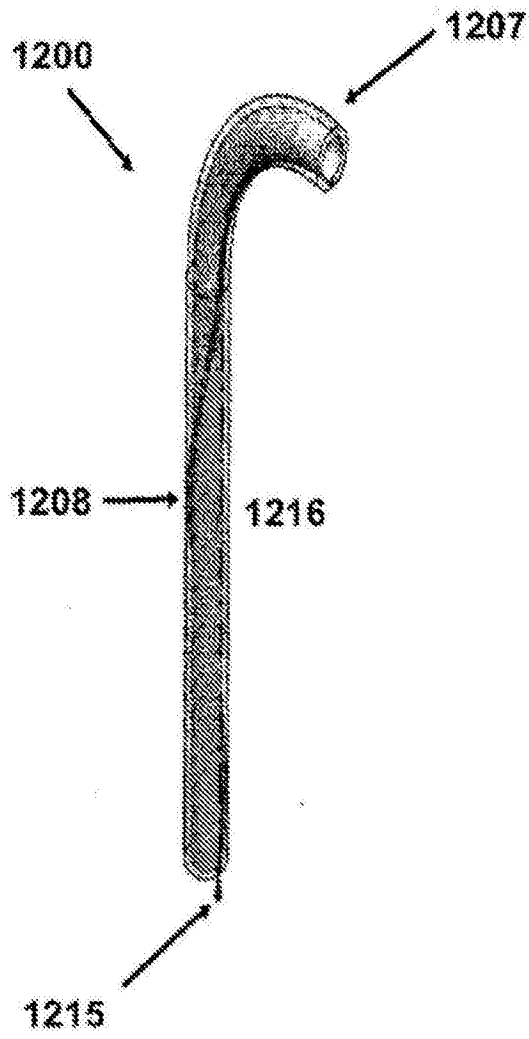


图12K

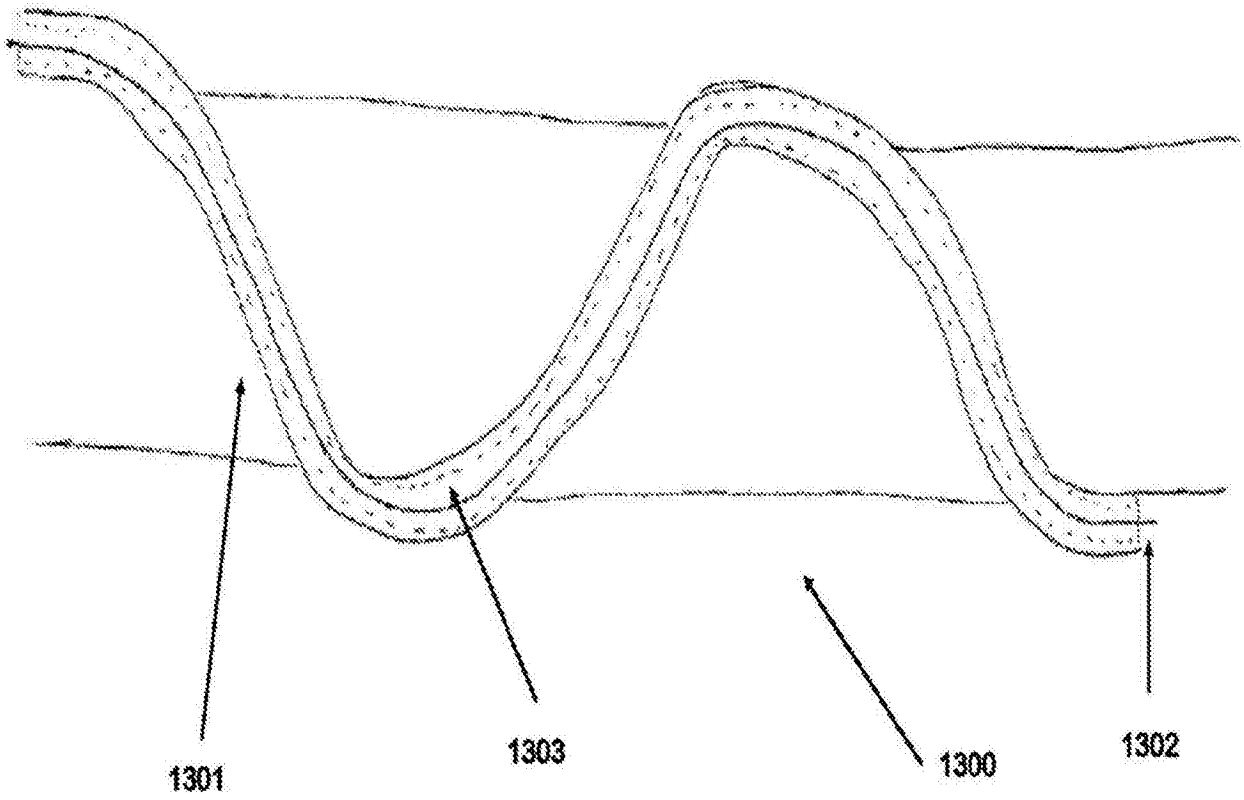


图13

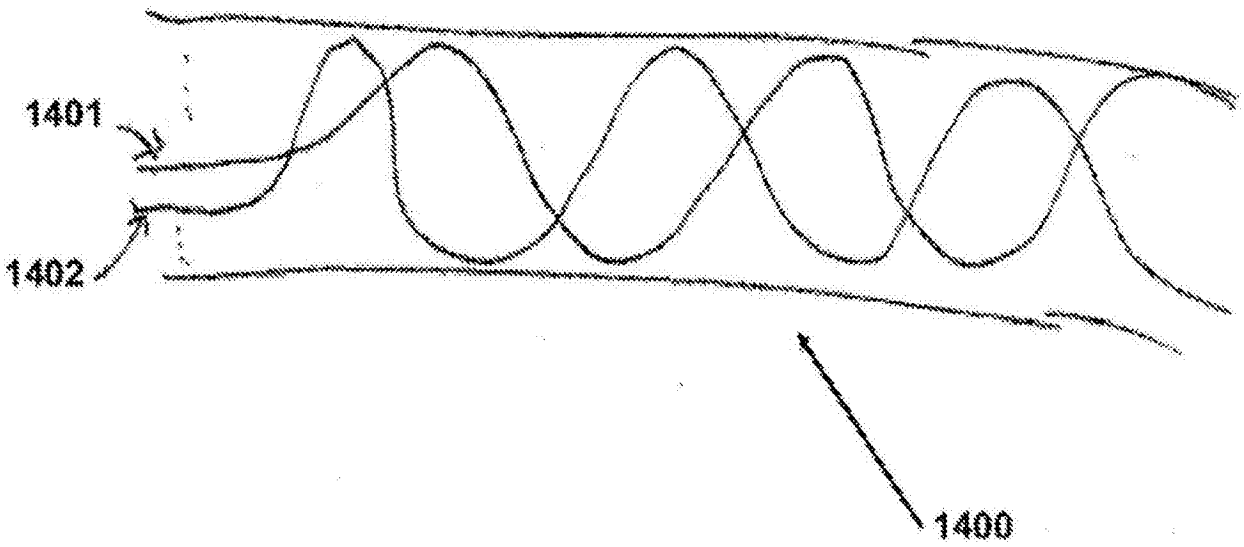


图14

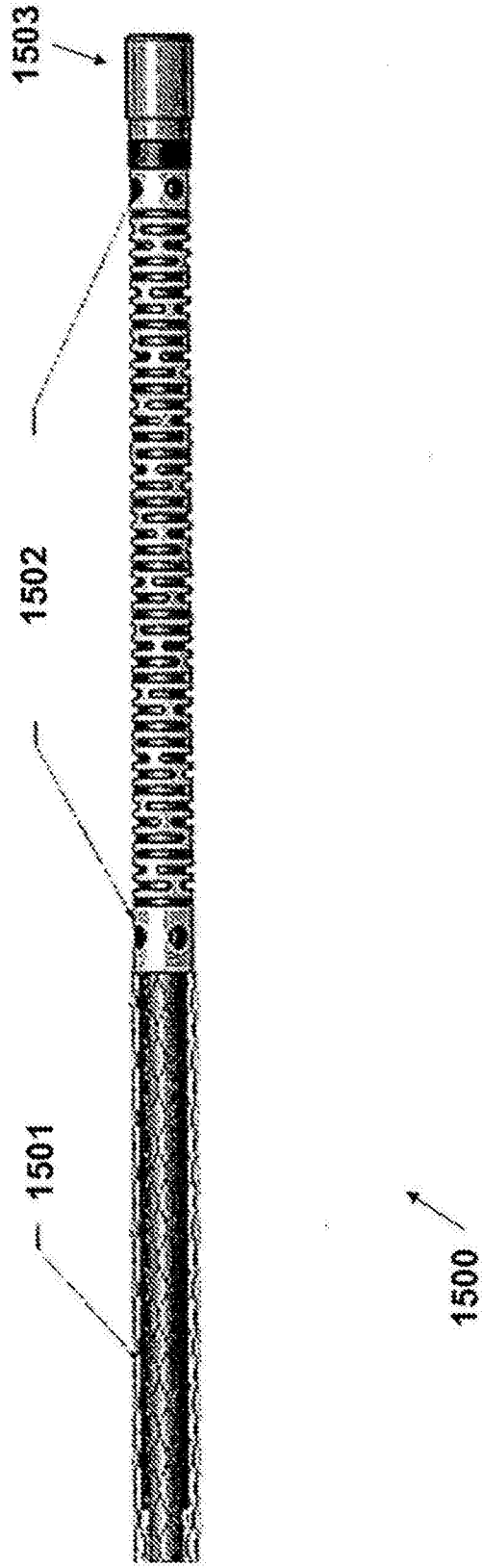


图15A

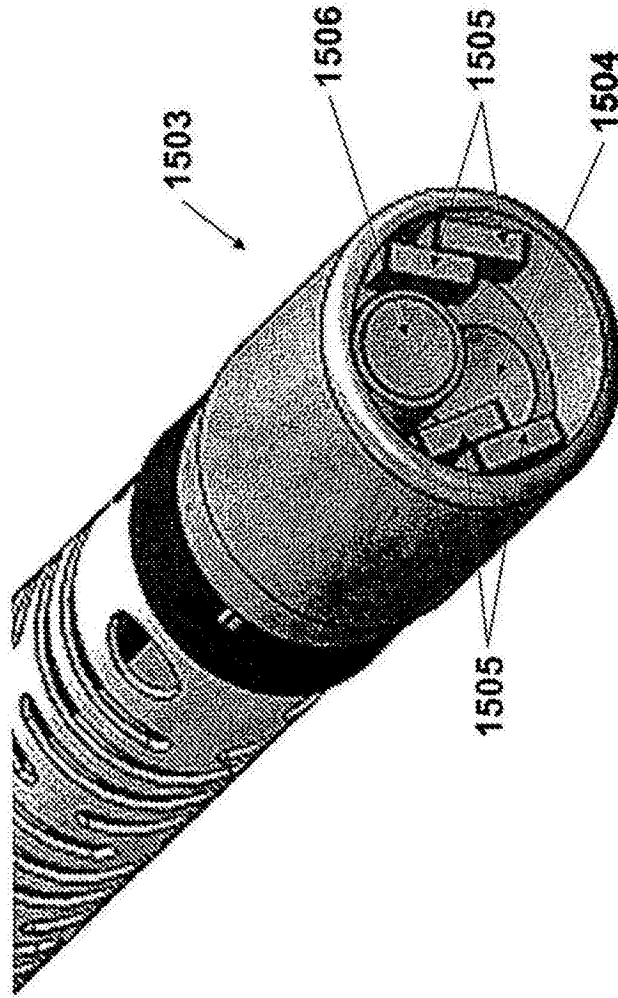


图15B

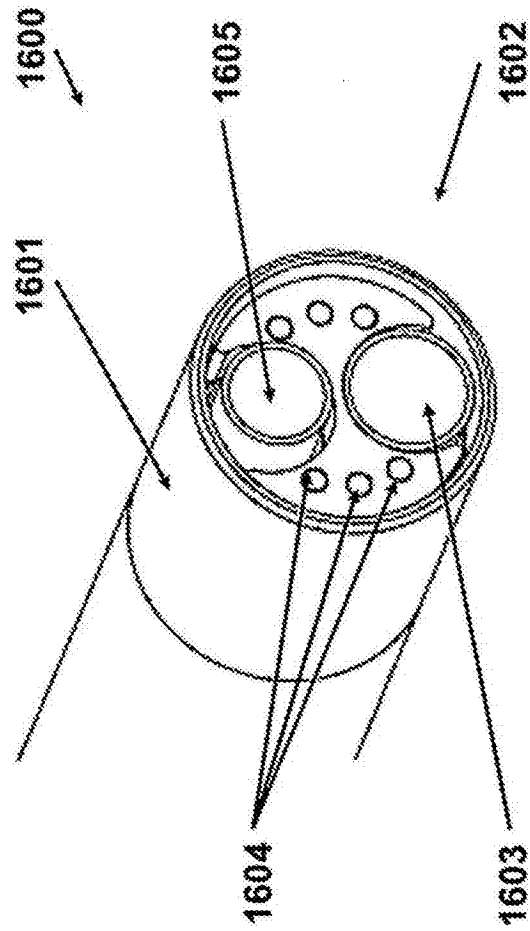


图16

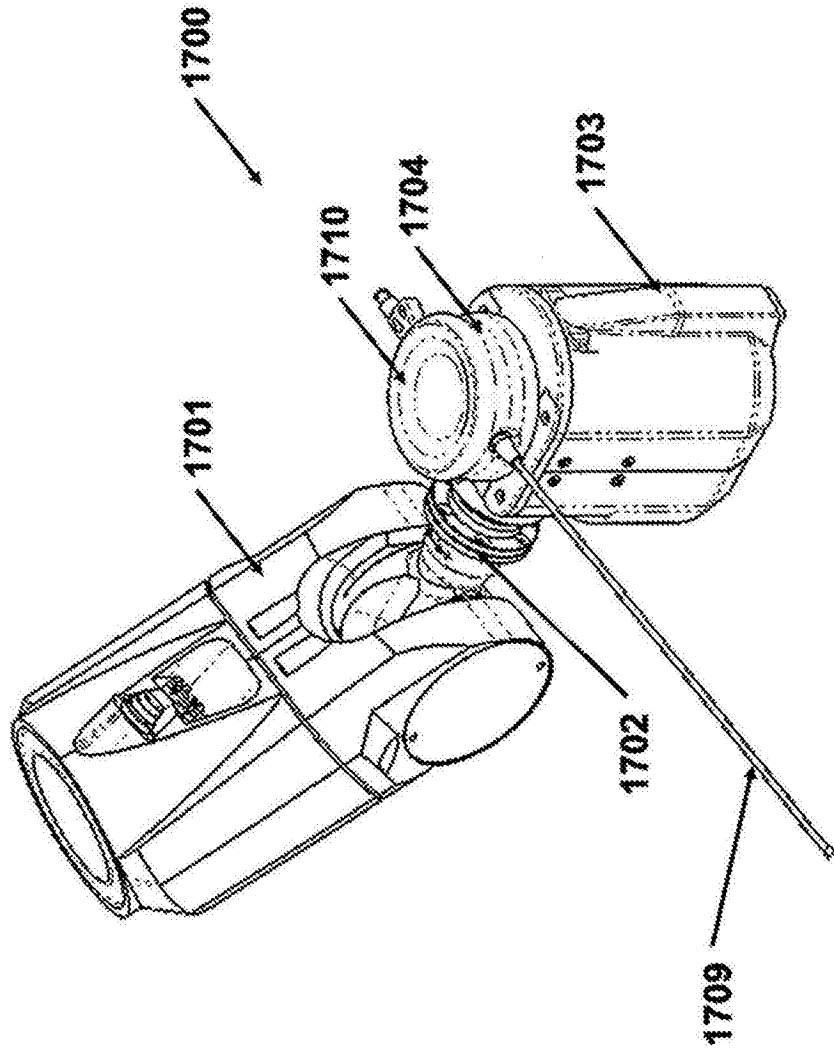


图17A

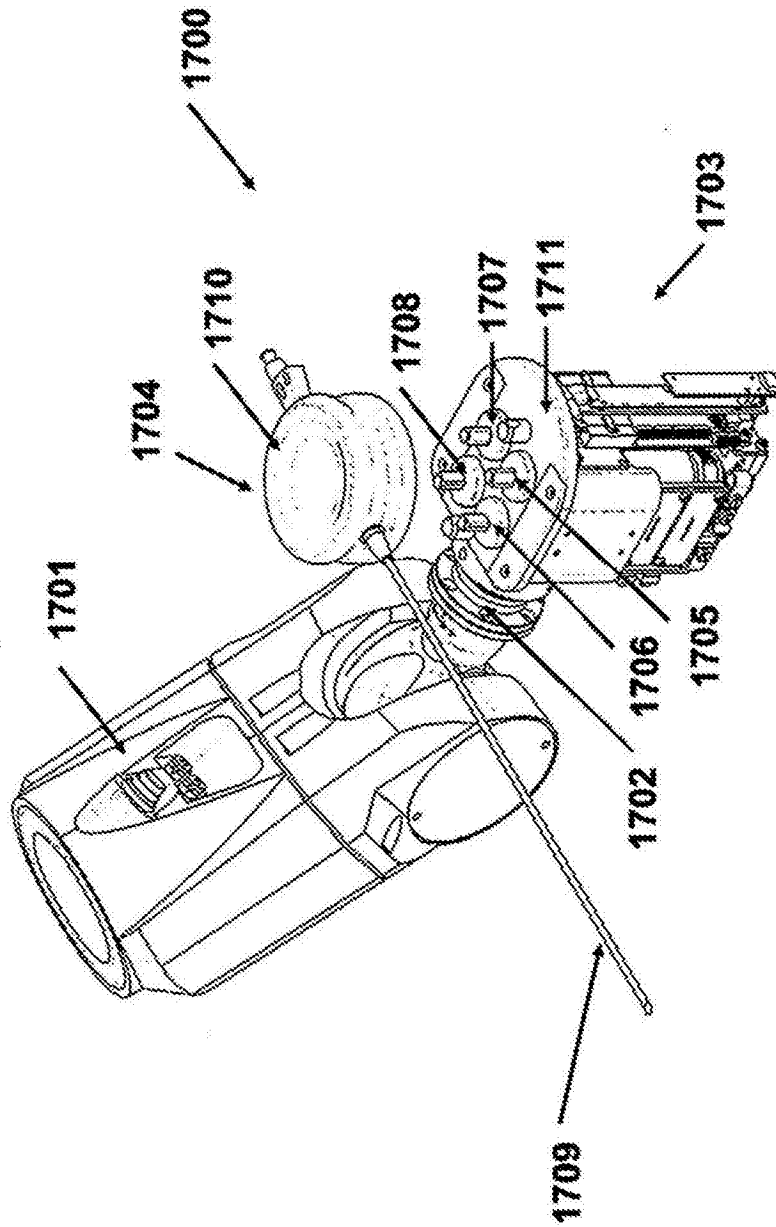


图17B

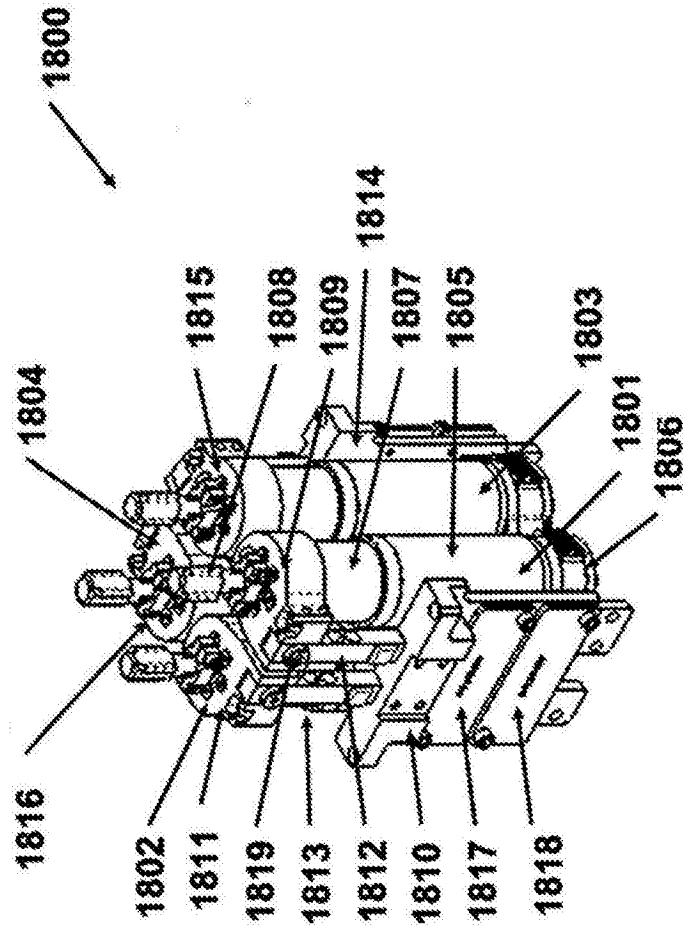


图18

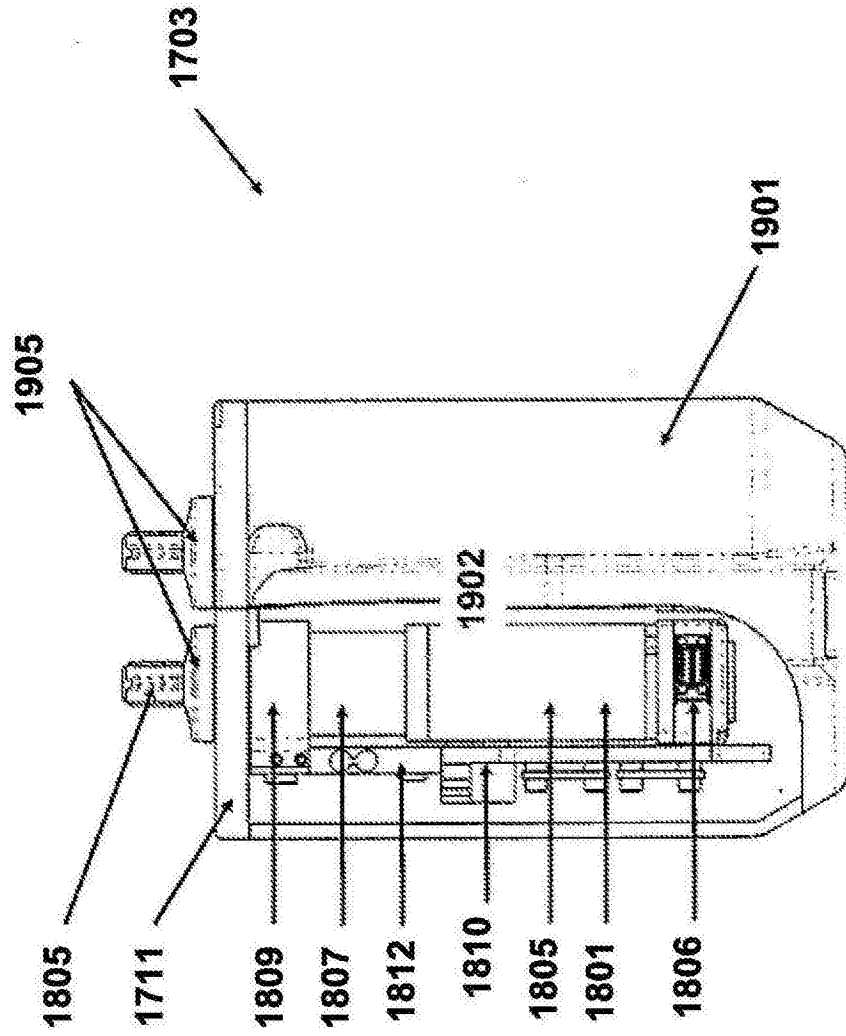


图19A

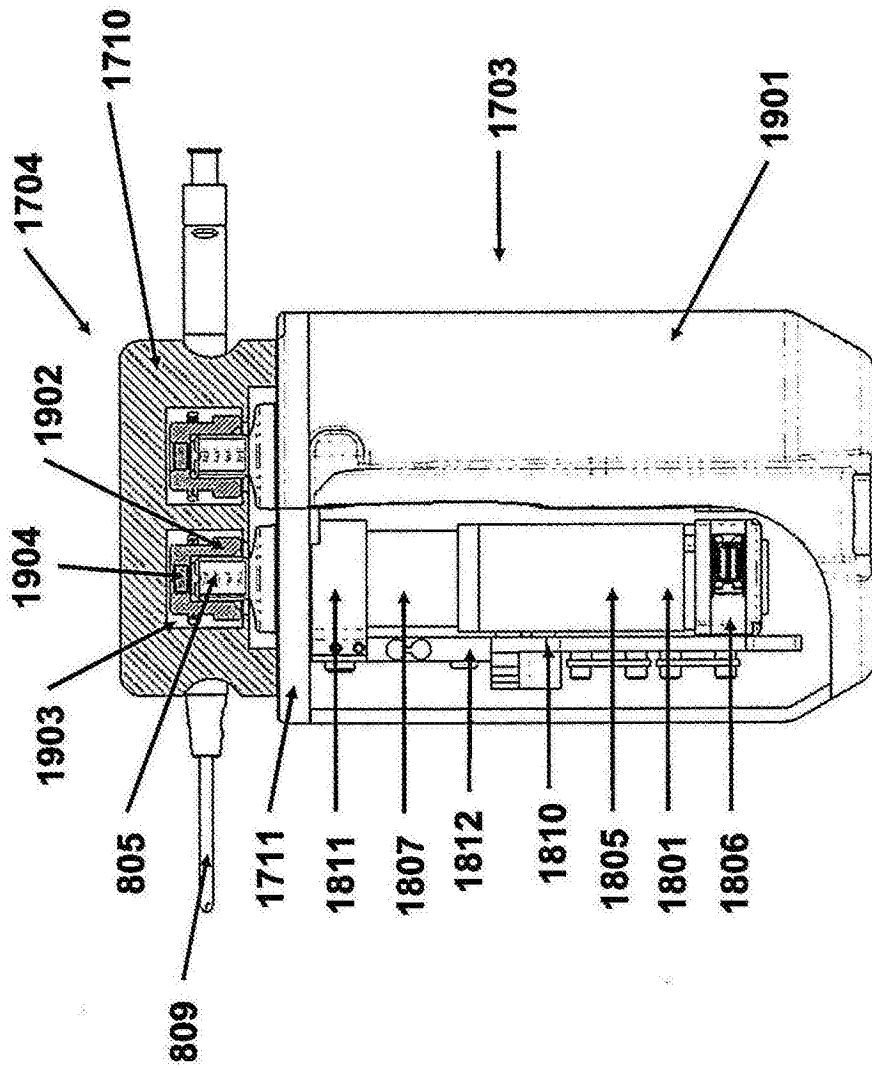


图19B

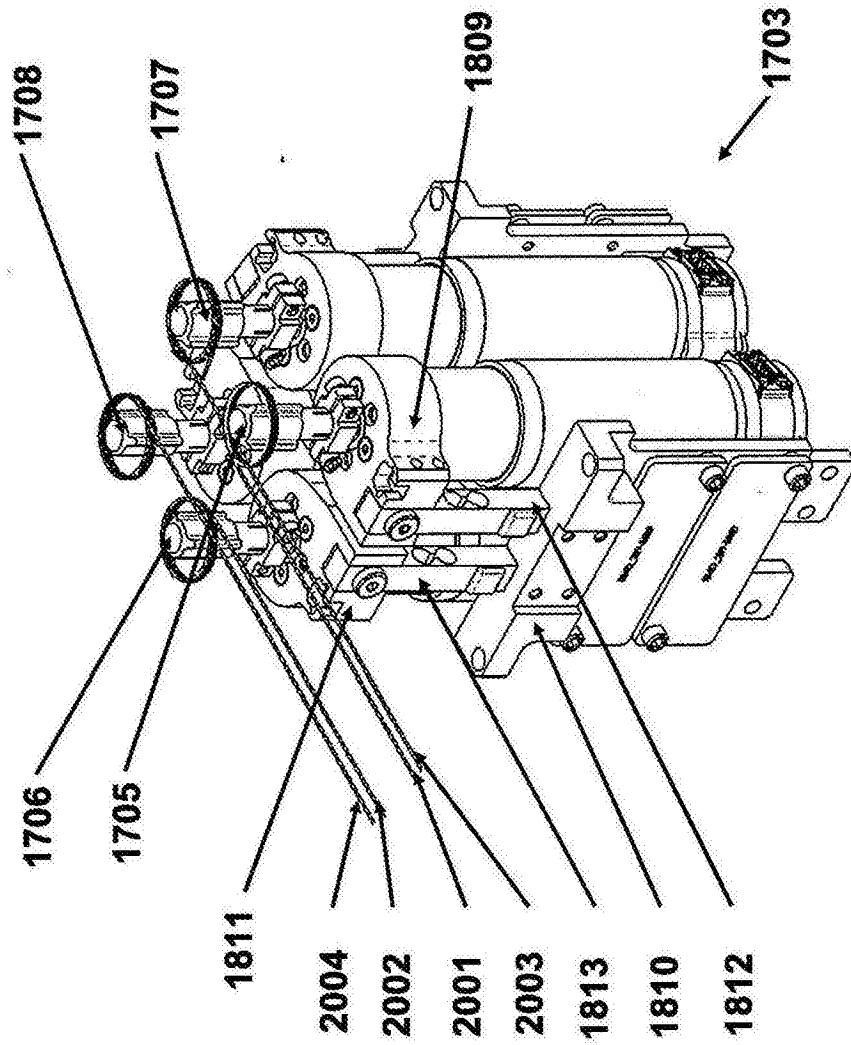


图20

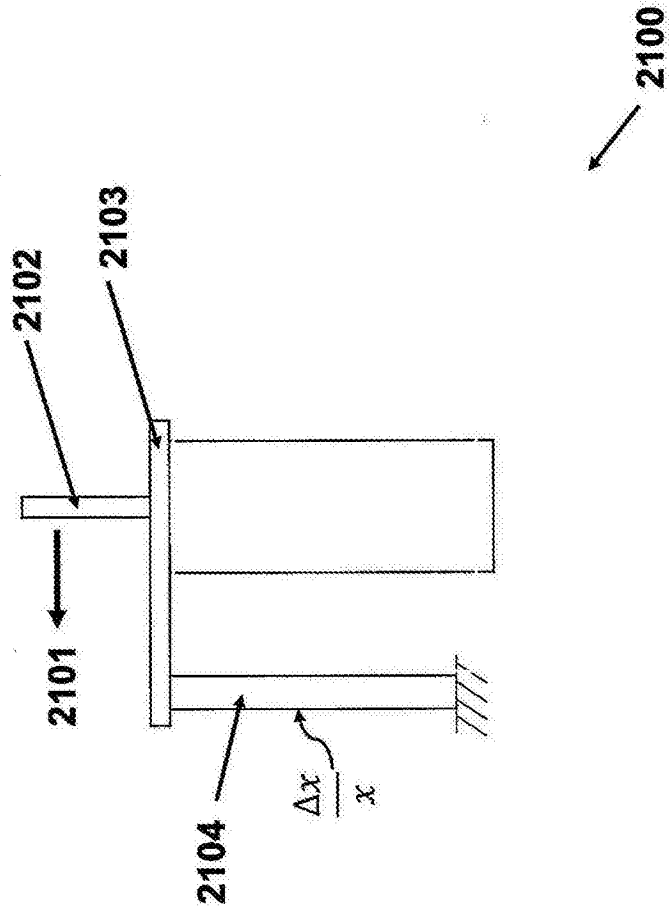


图21

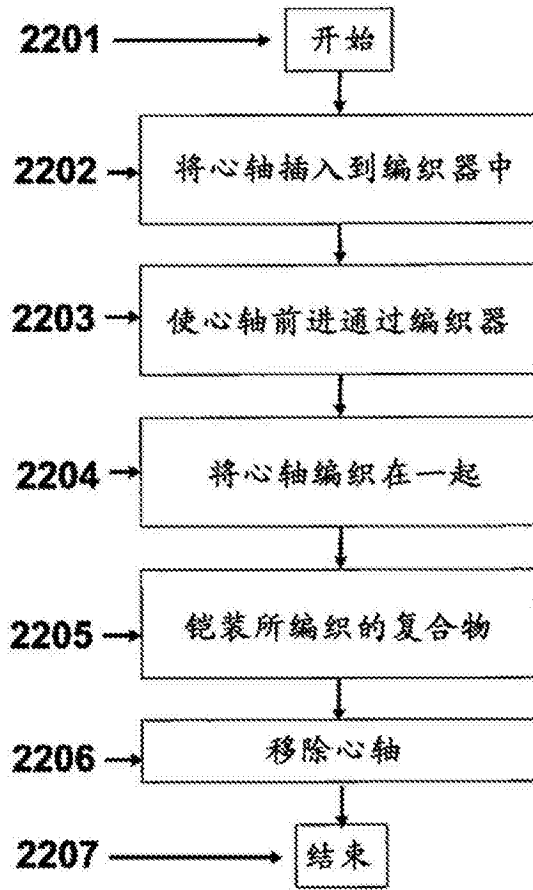


图22

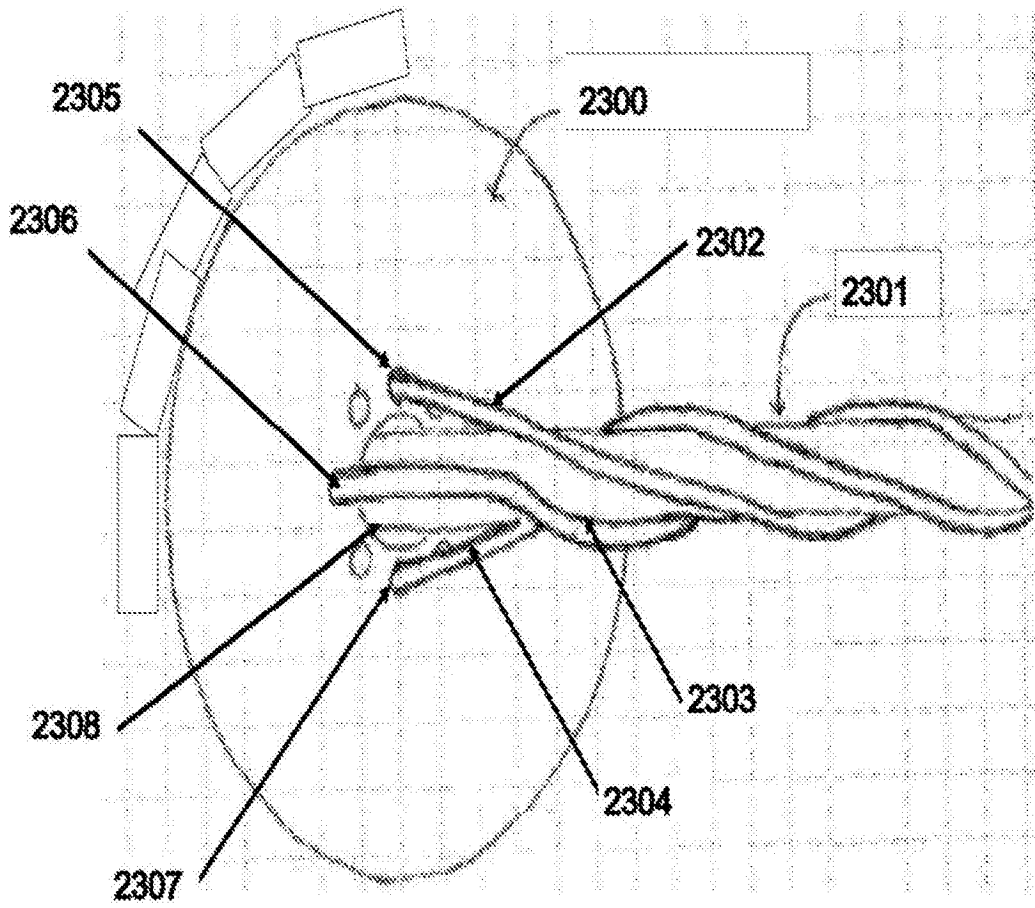


图23

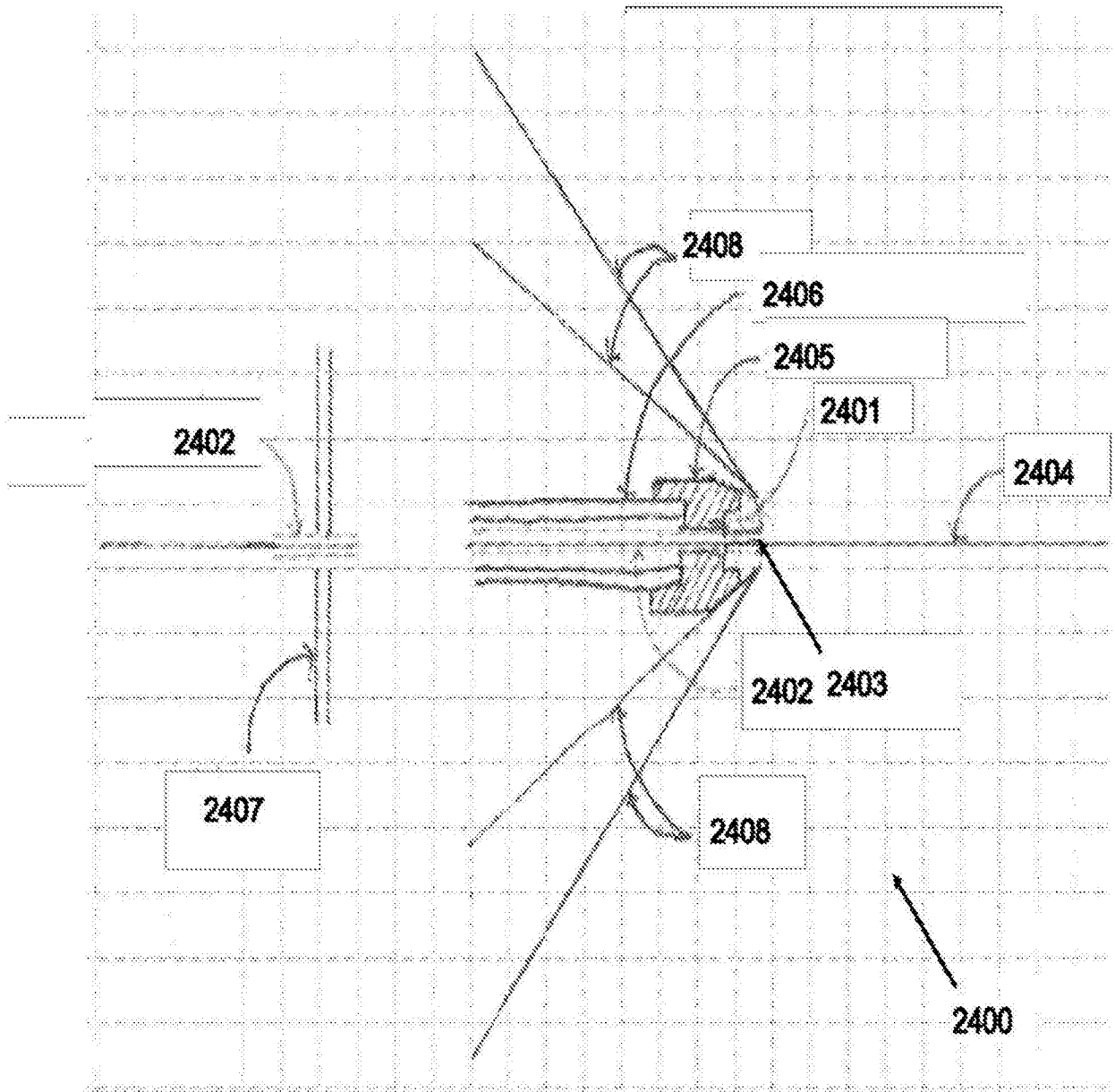


图24

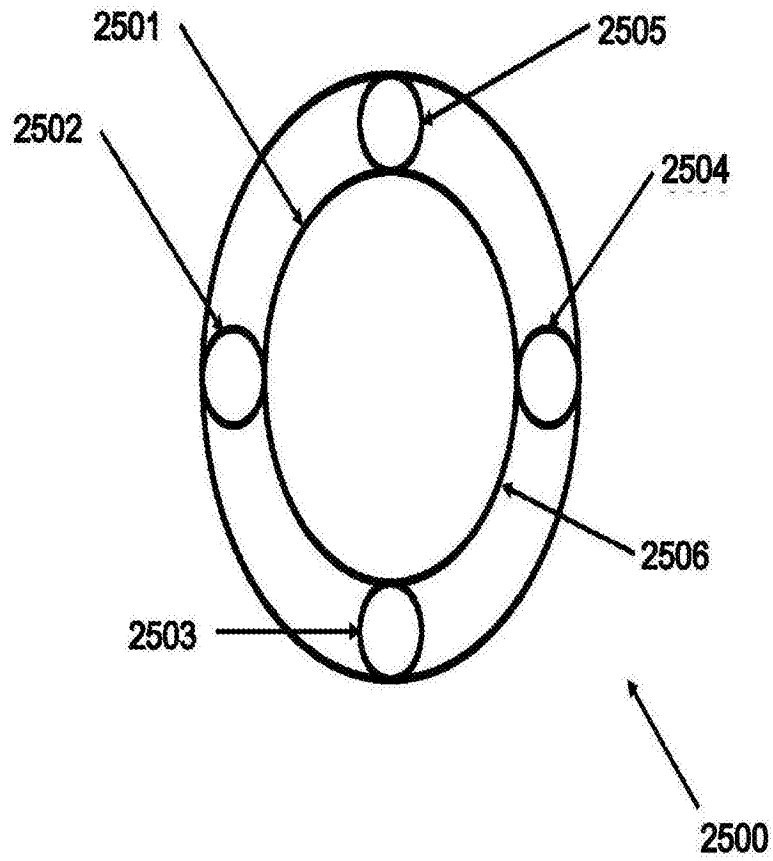


图25

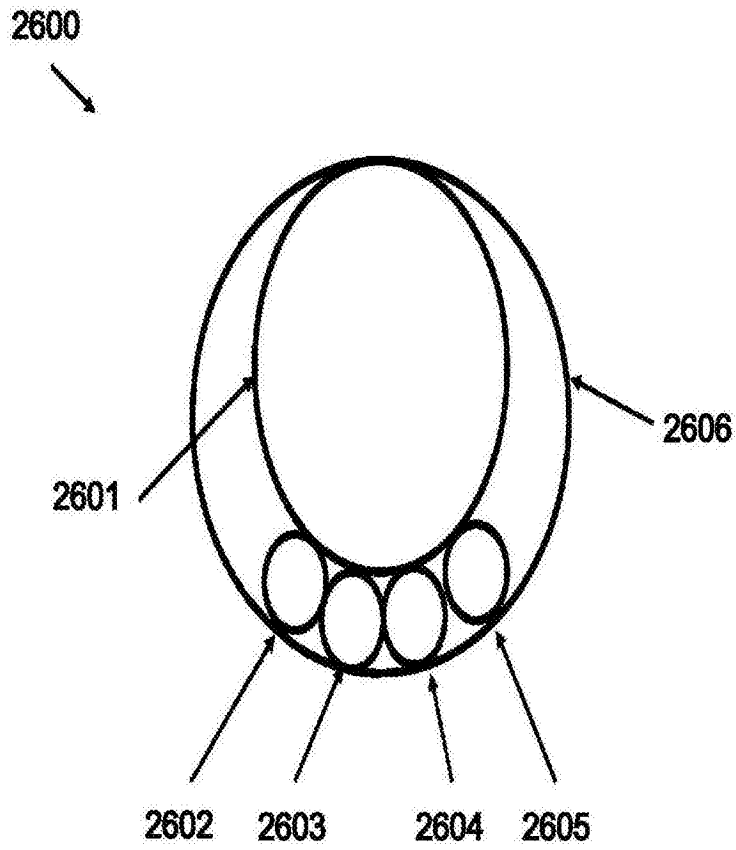


图26A

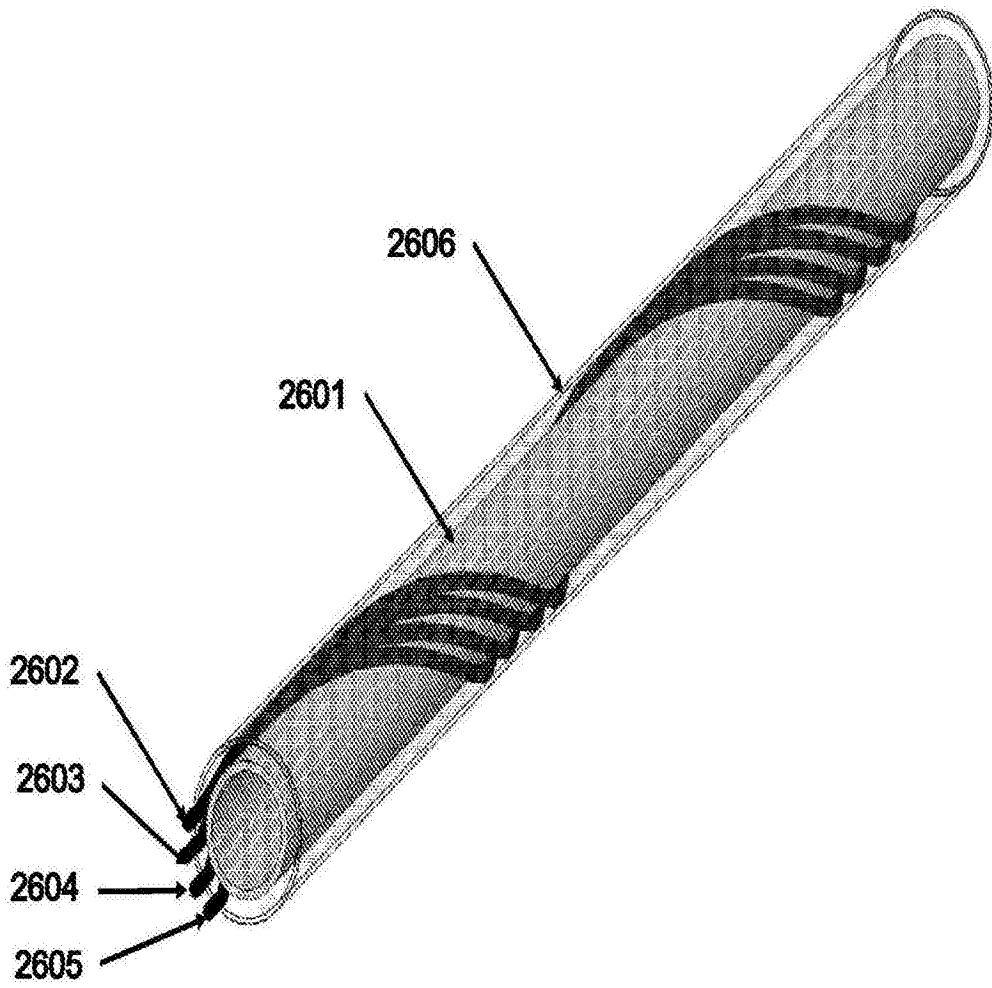


图26B

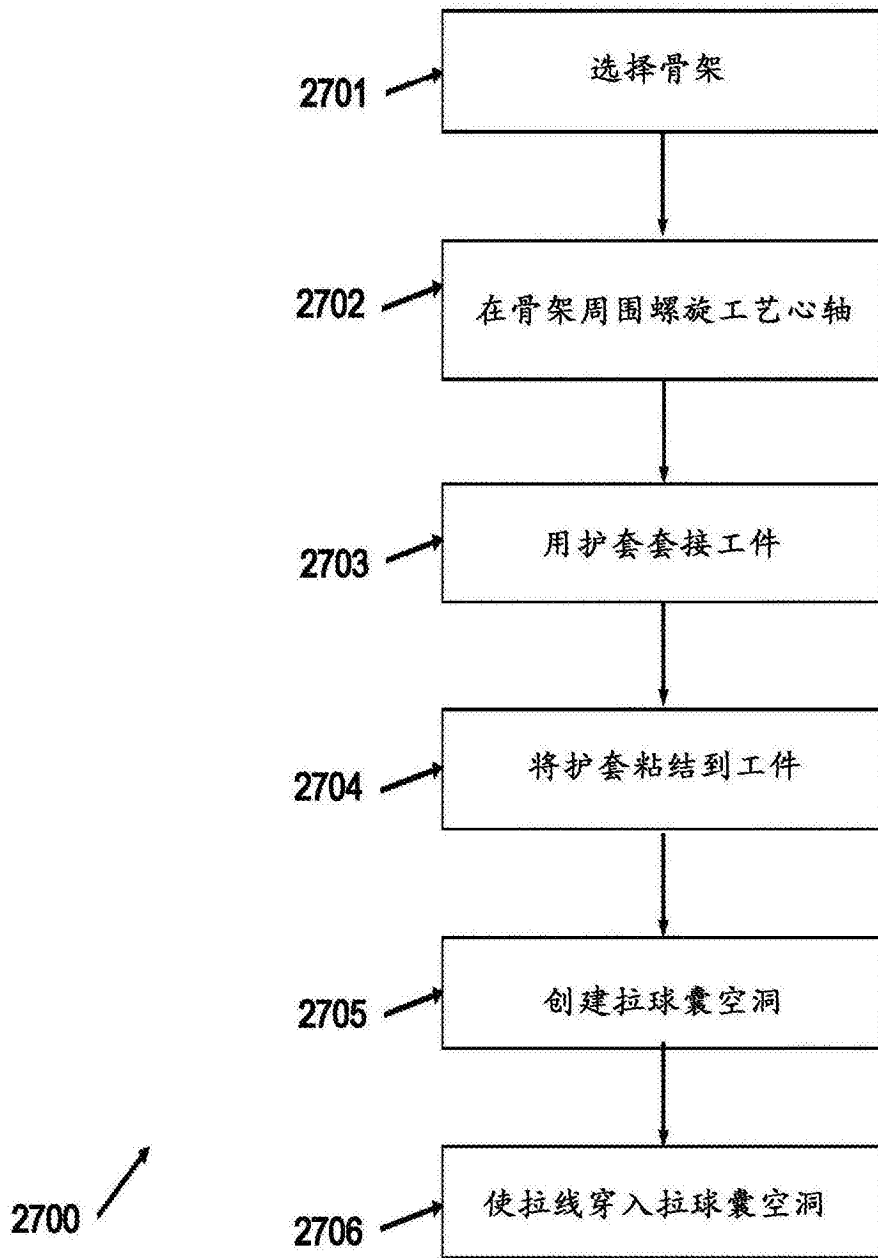


图27

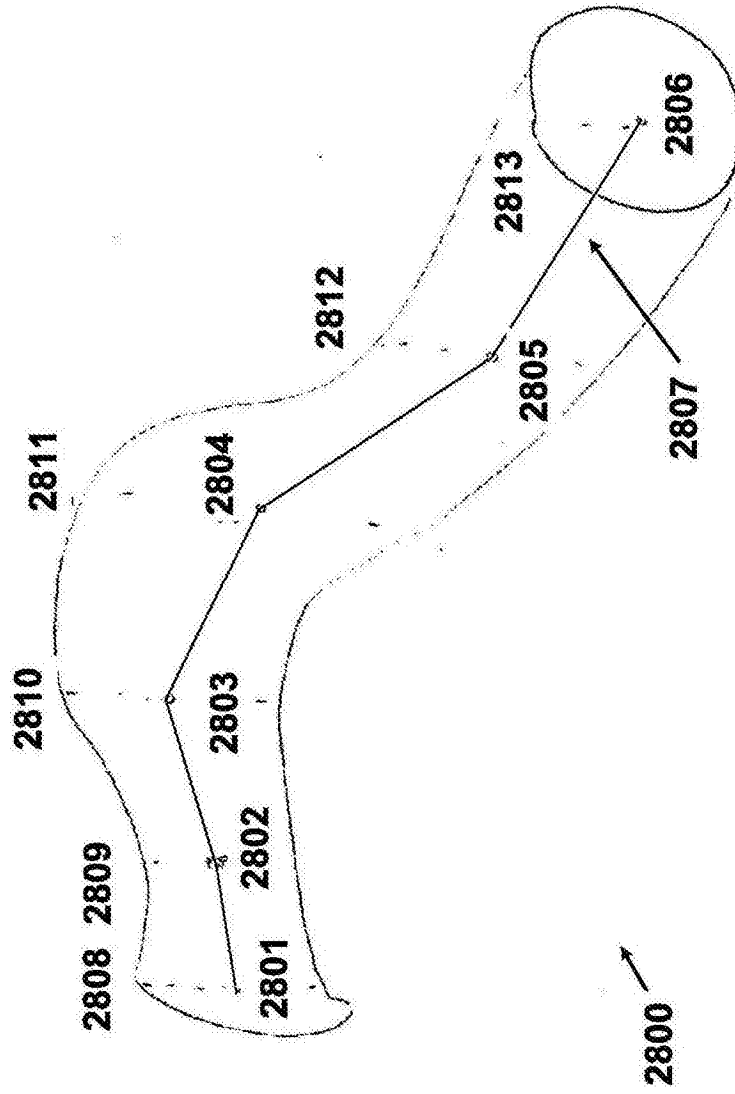


图28A

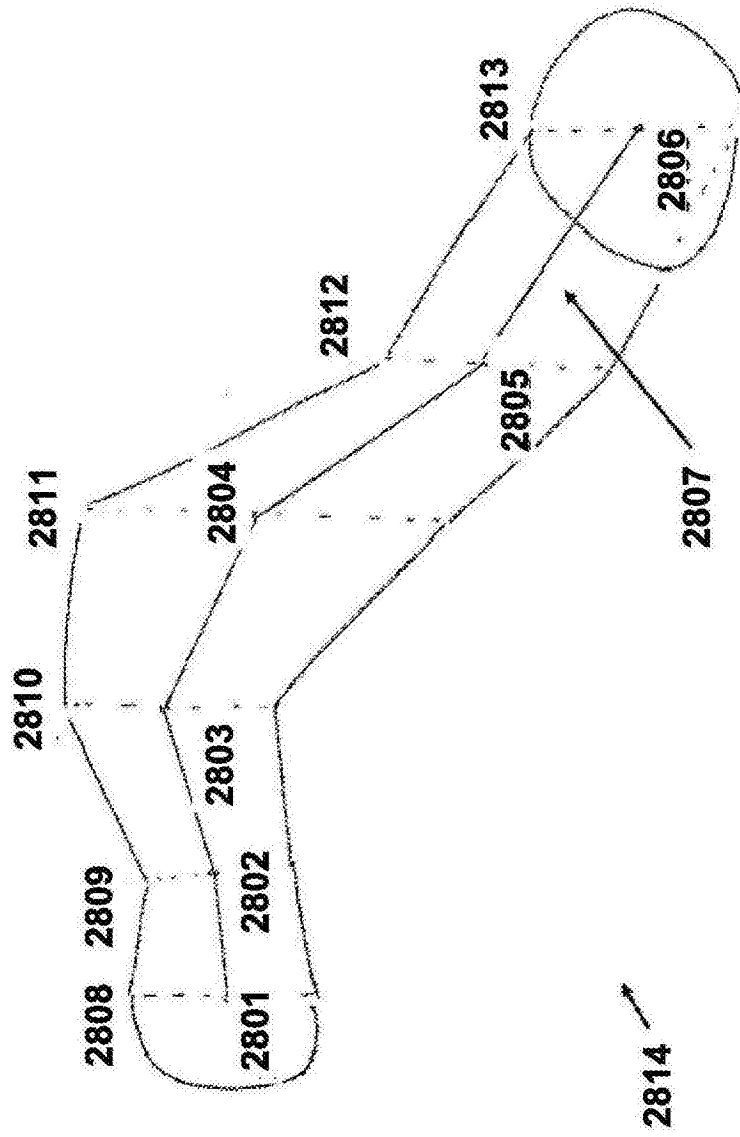


图28B

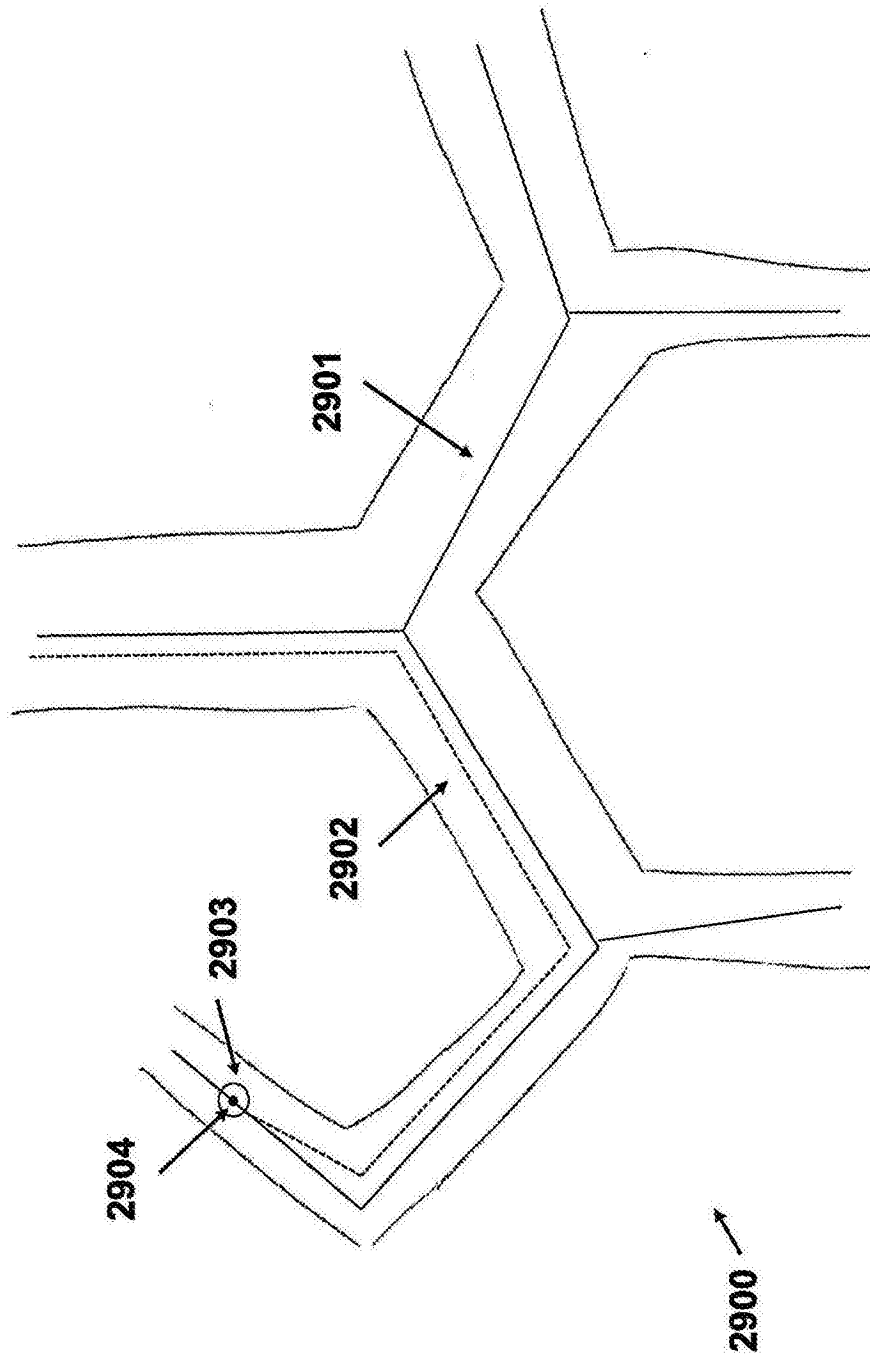


图29

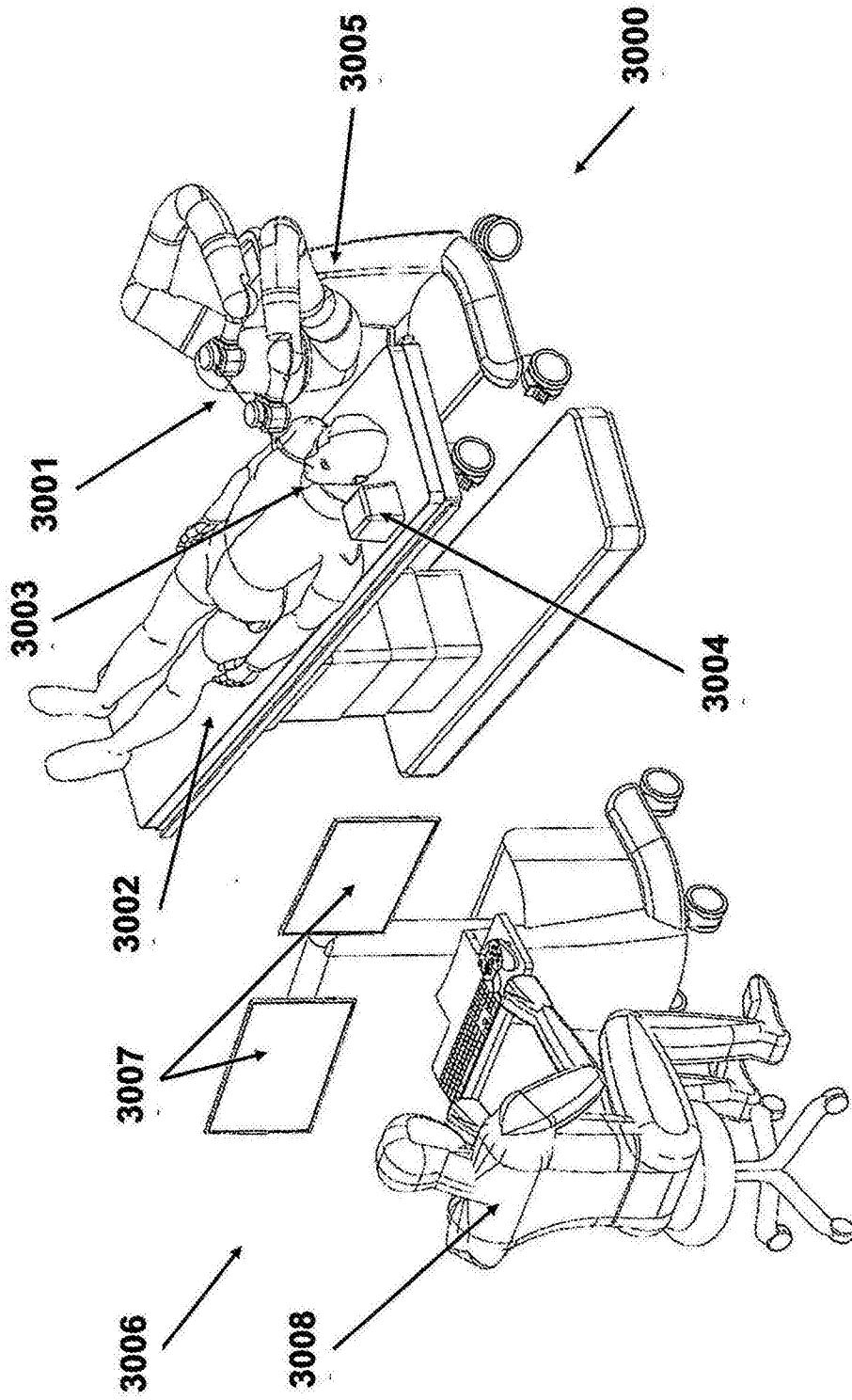


图30

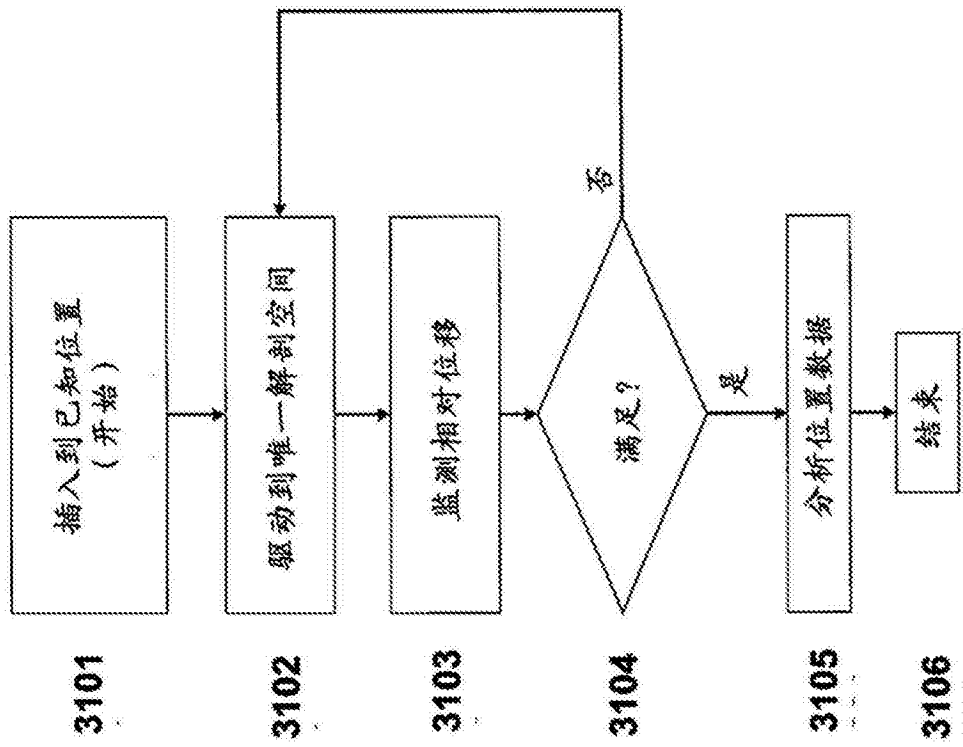


图31

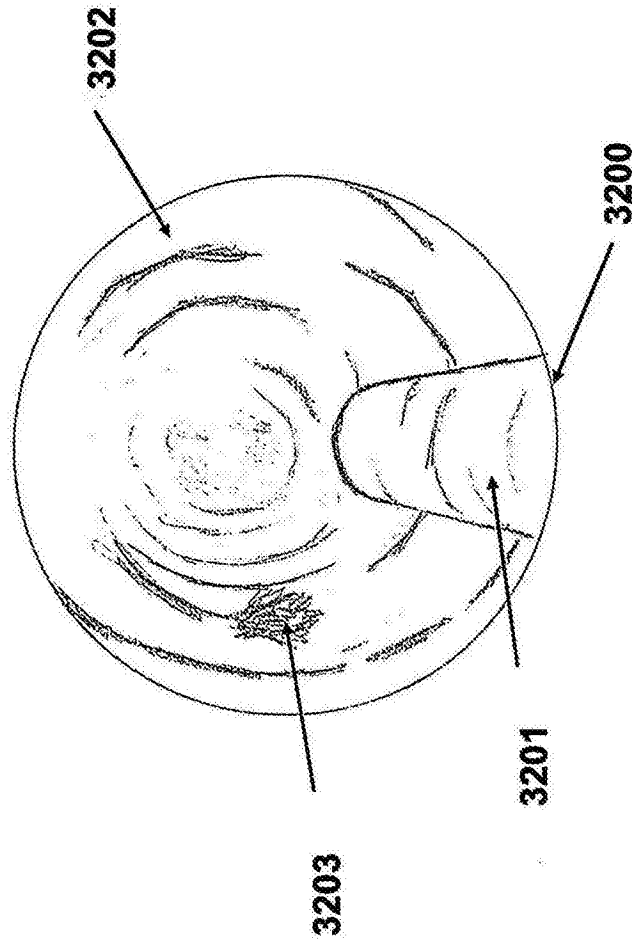


图32A

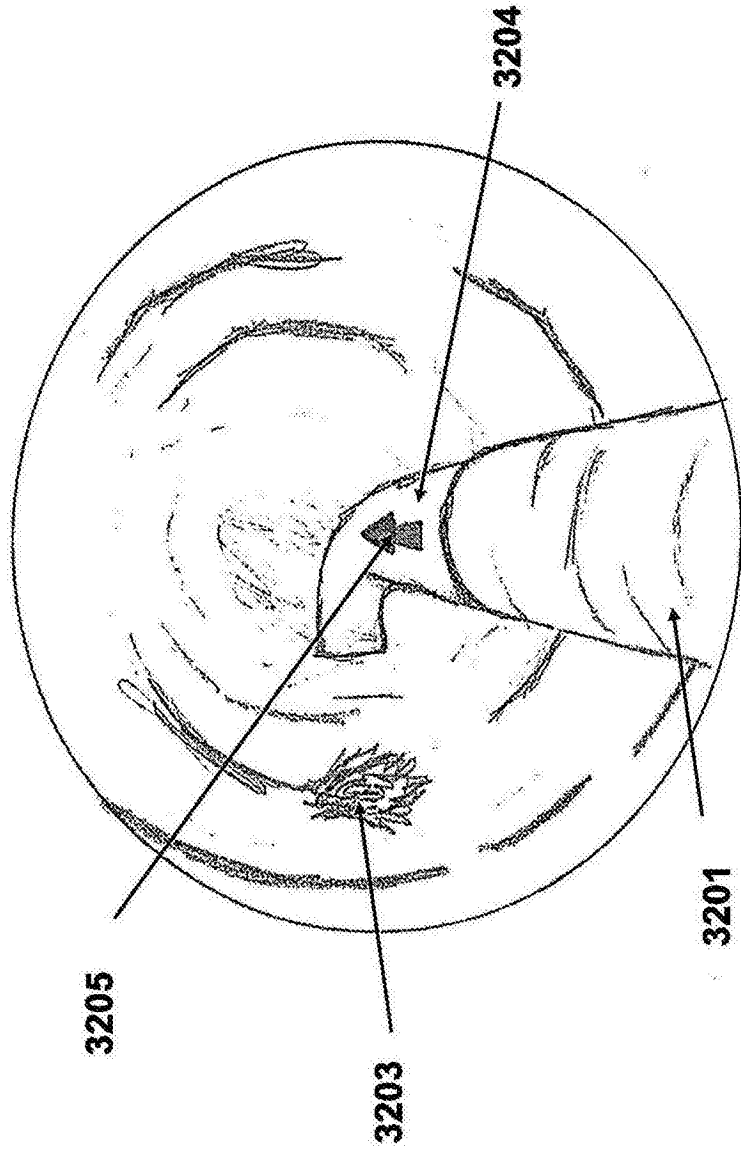


图32B

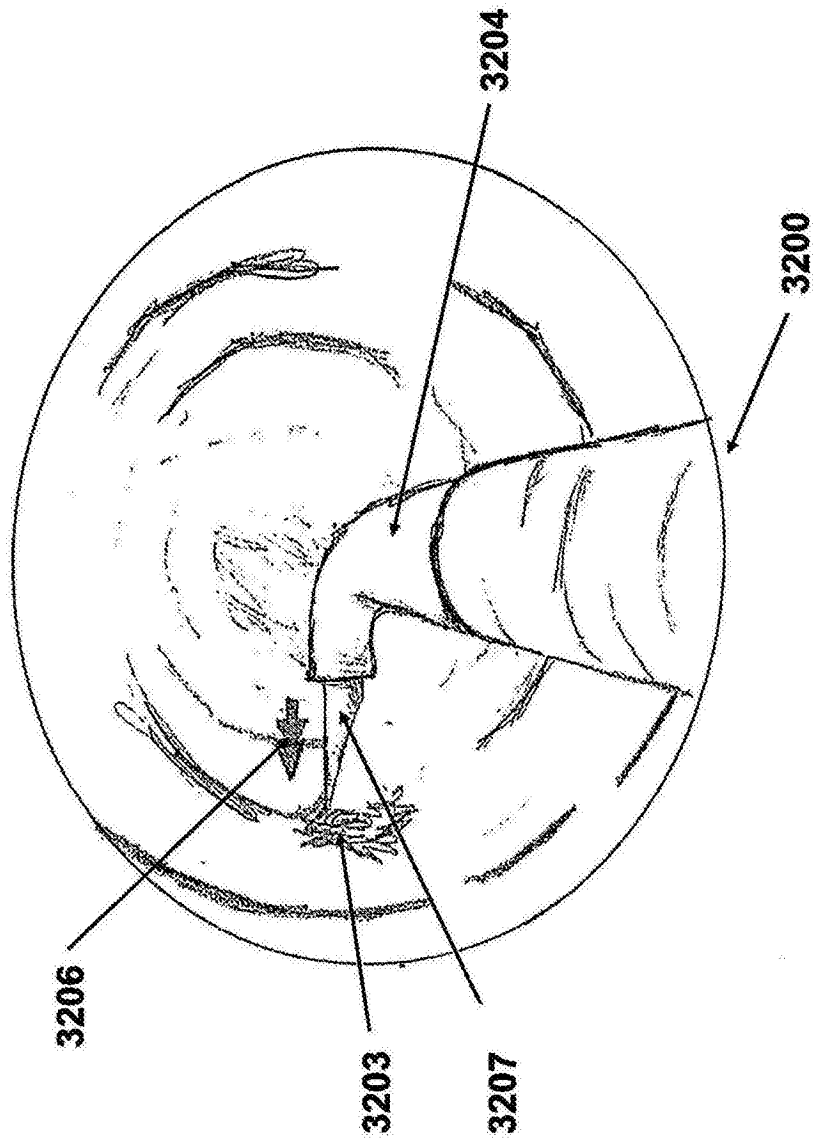


图32C

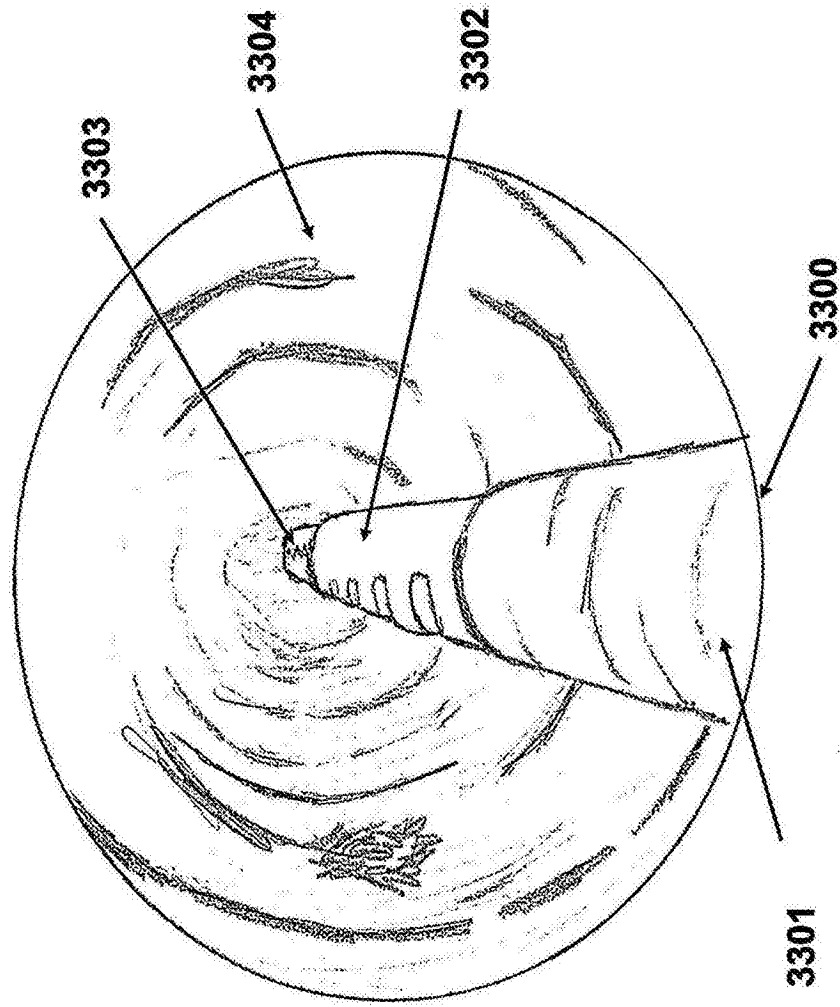


图33A

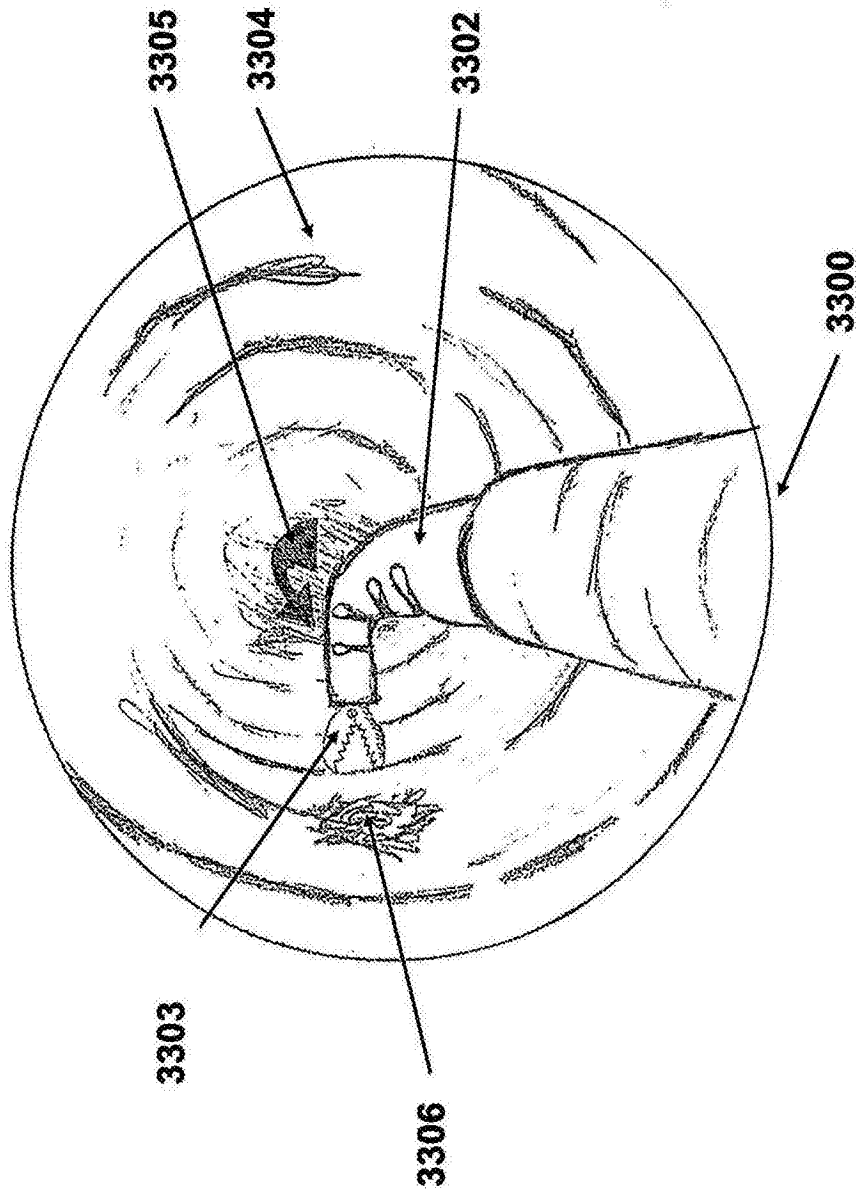


图33B

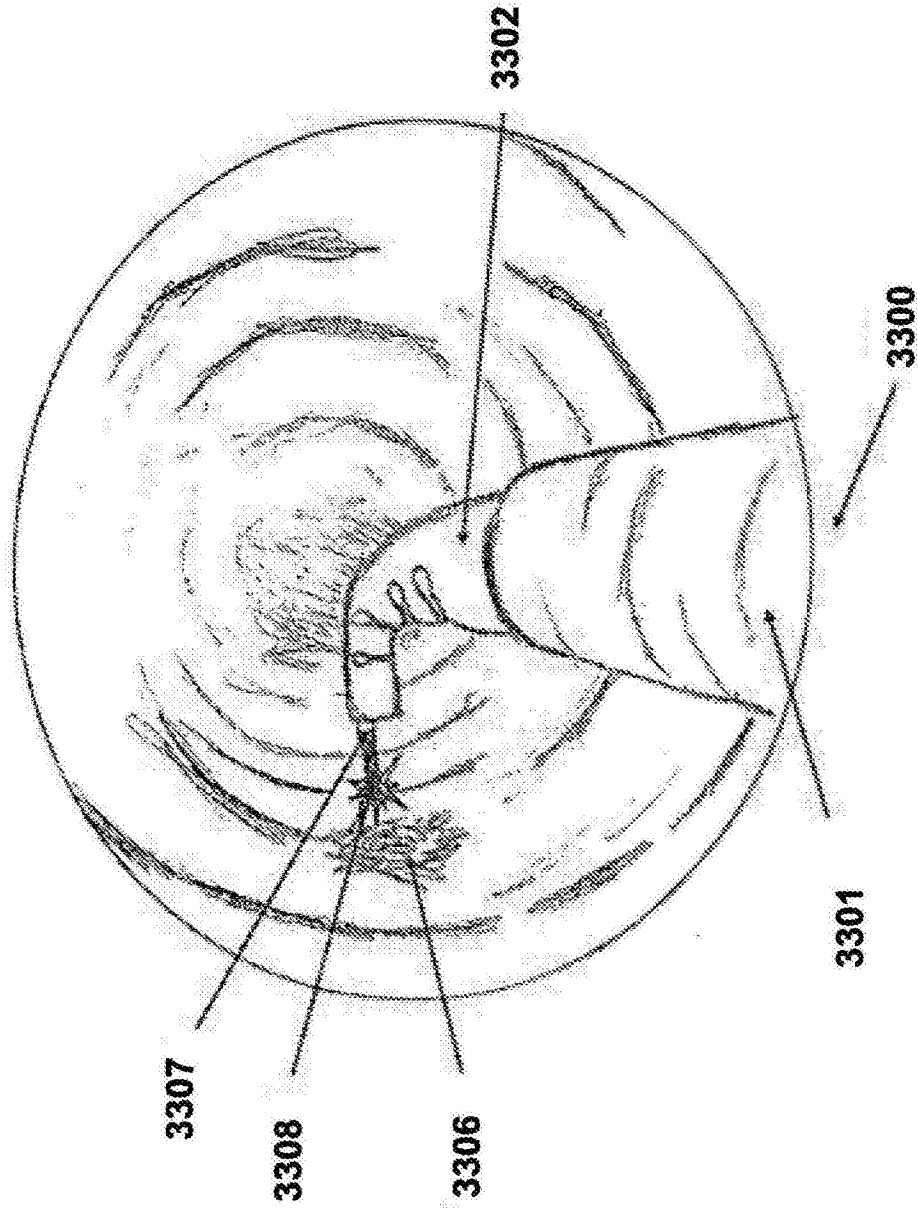


图33C

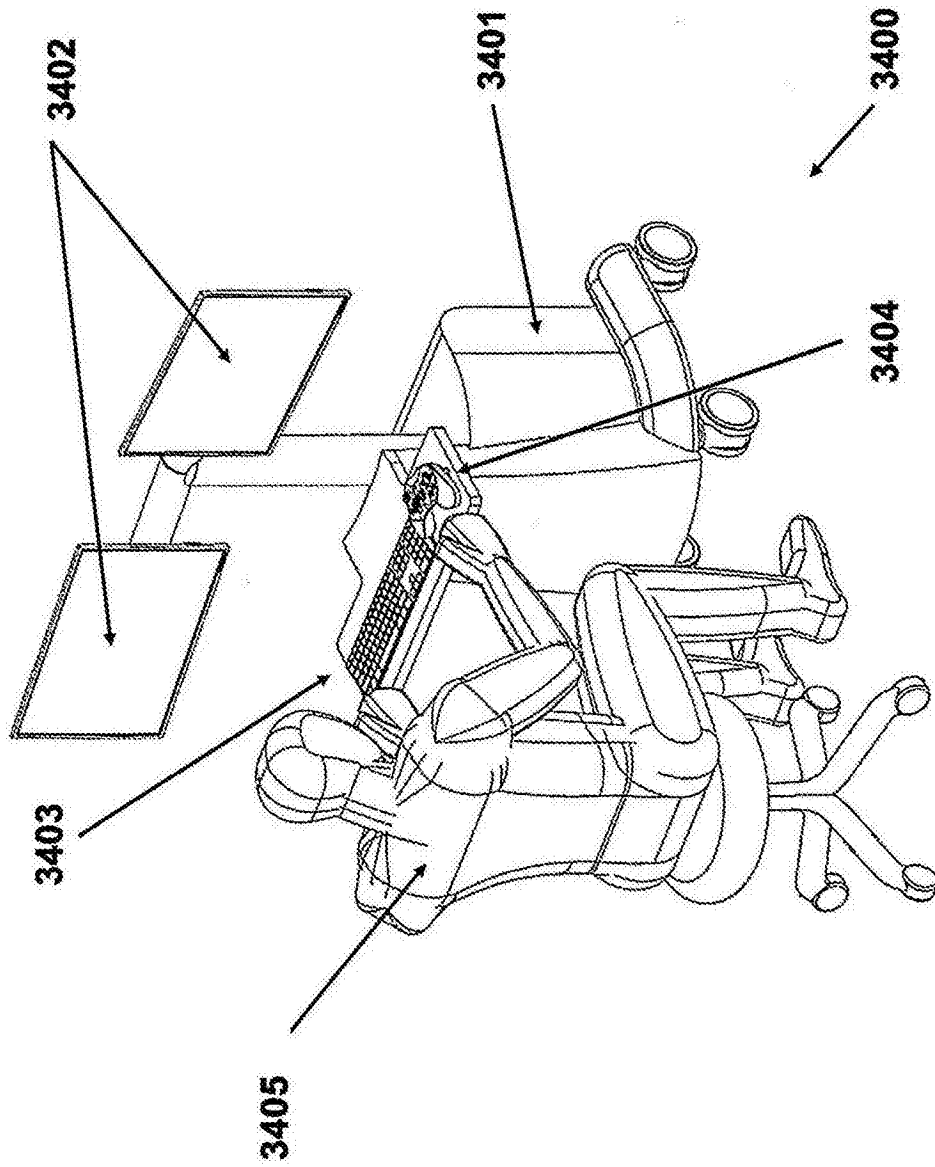


图34

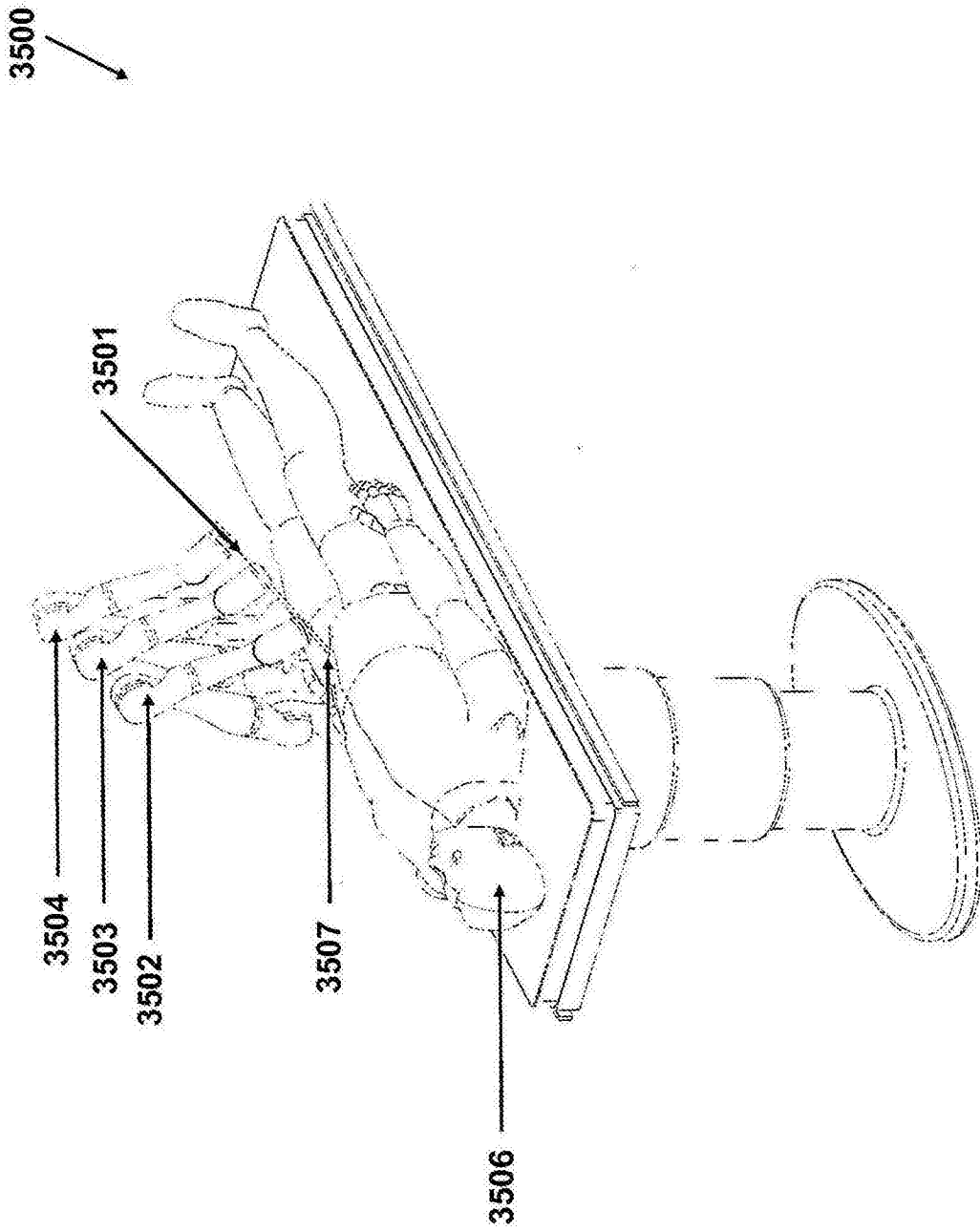


图35A

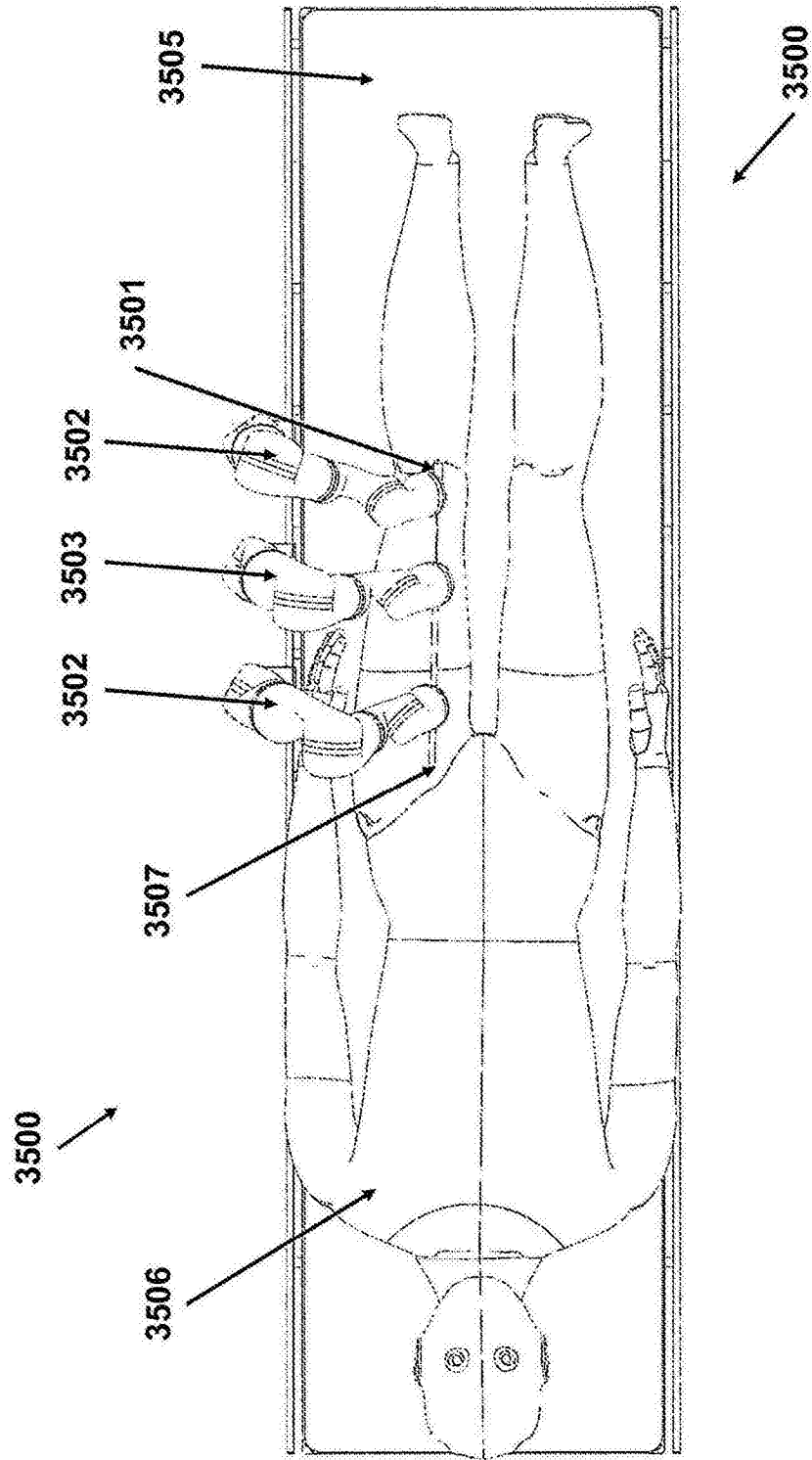


图35B

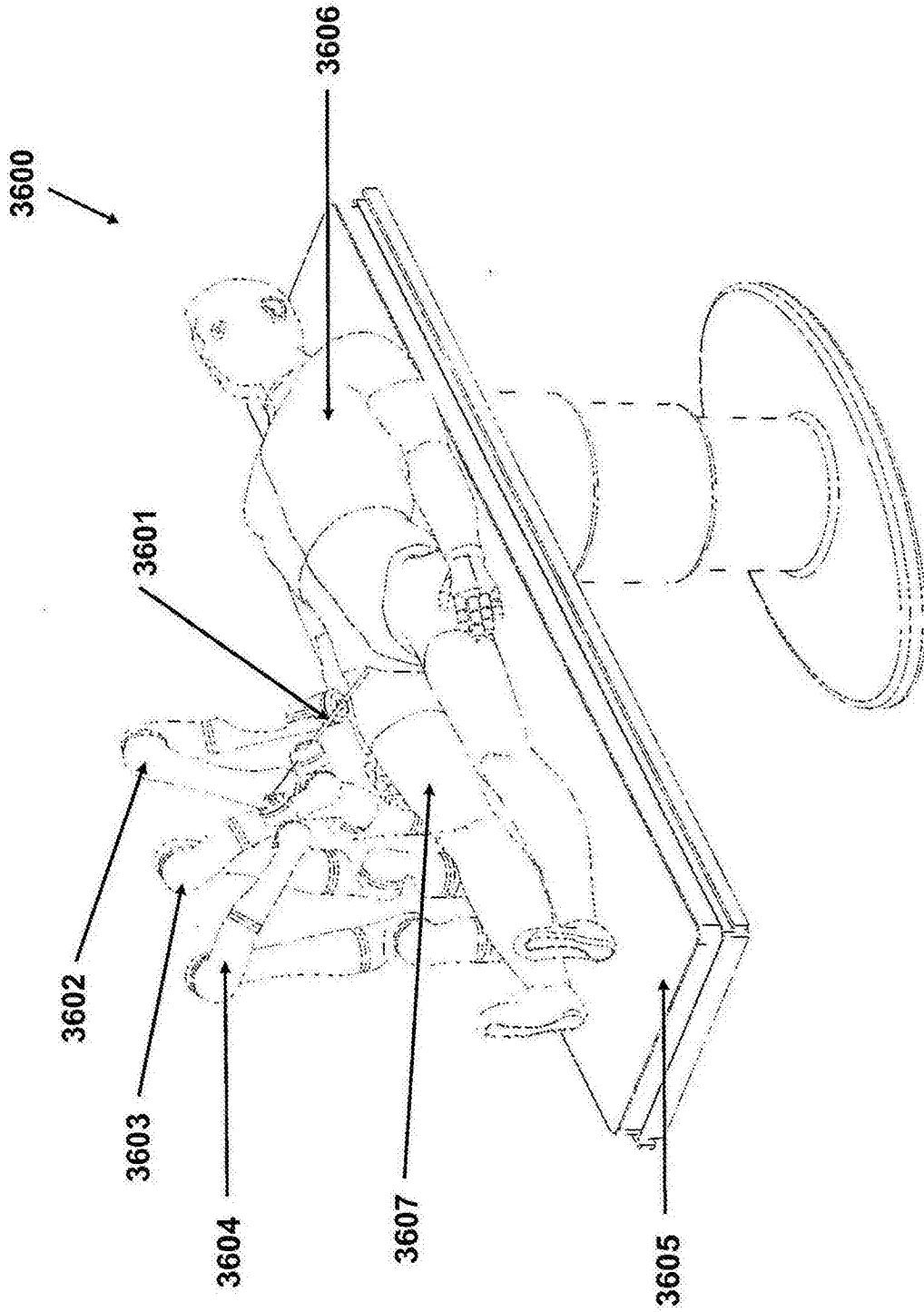


图36

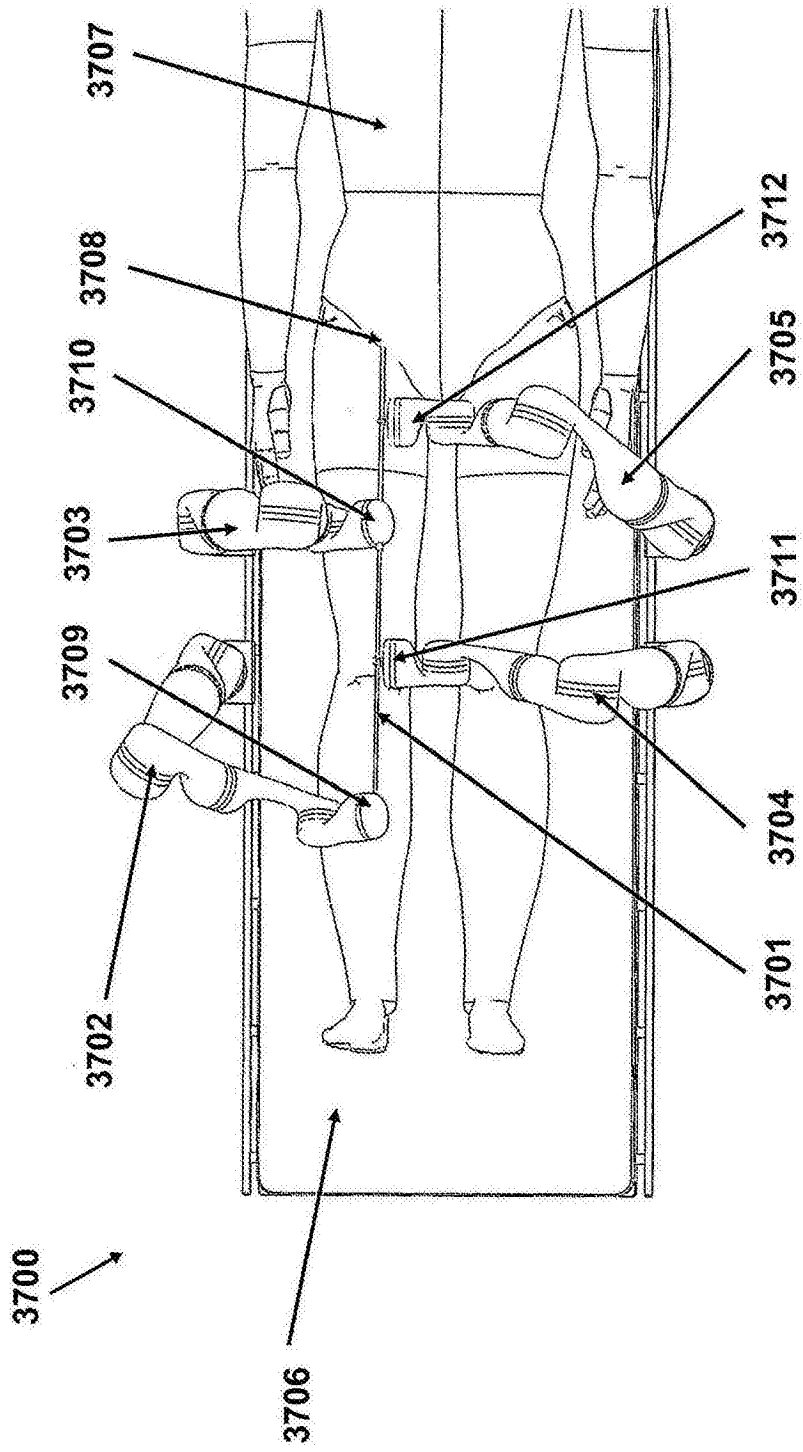


图37A

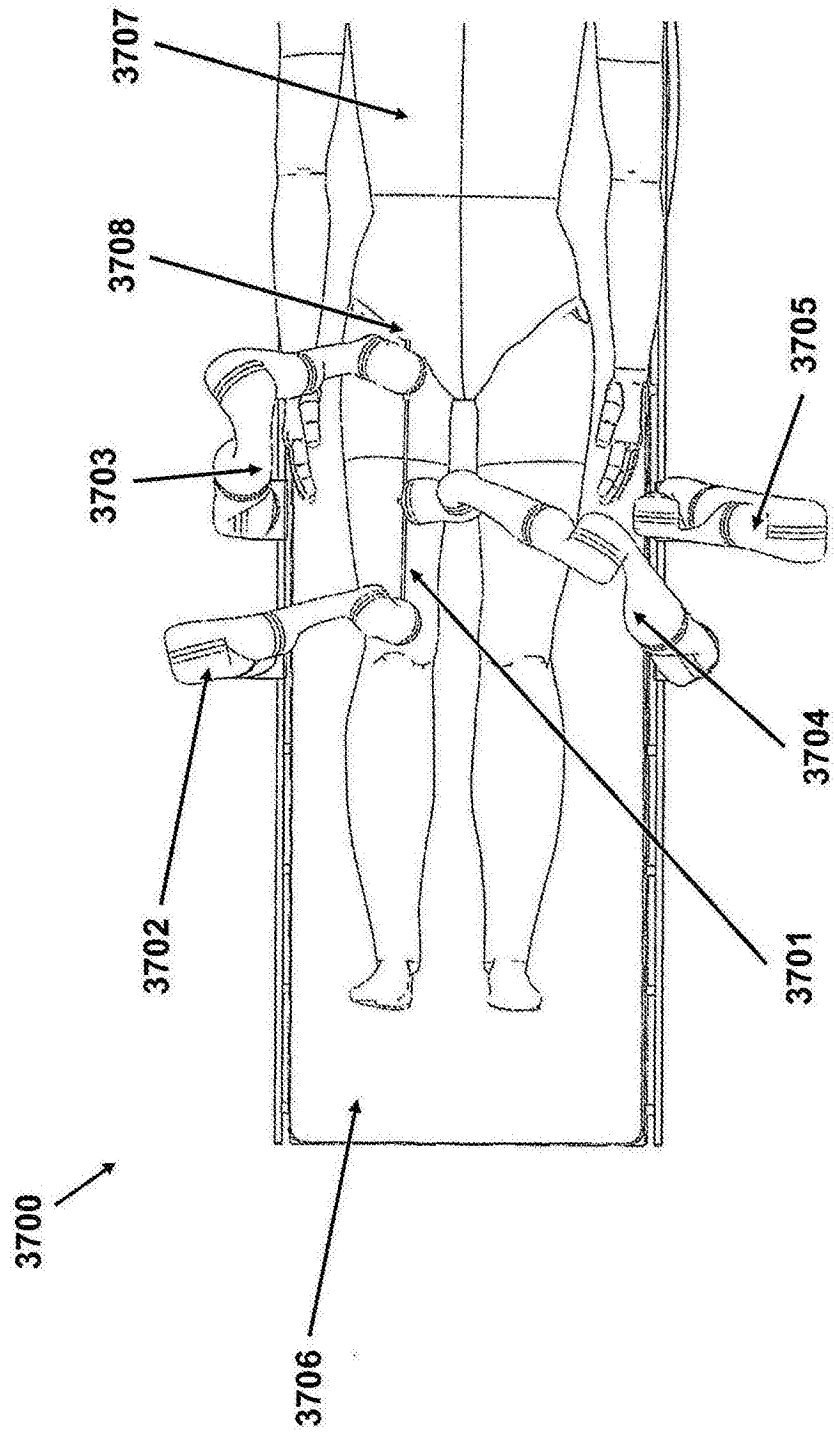


图37B

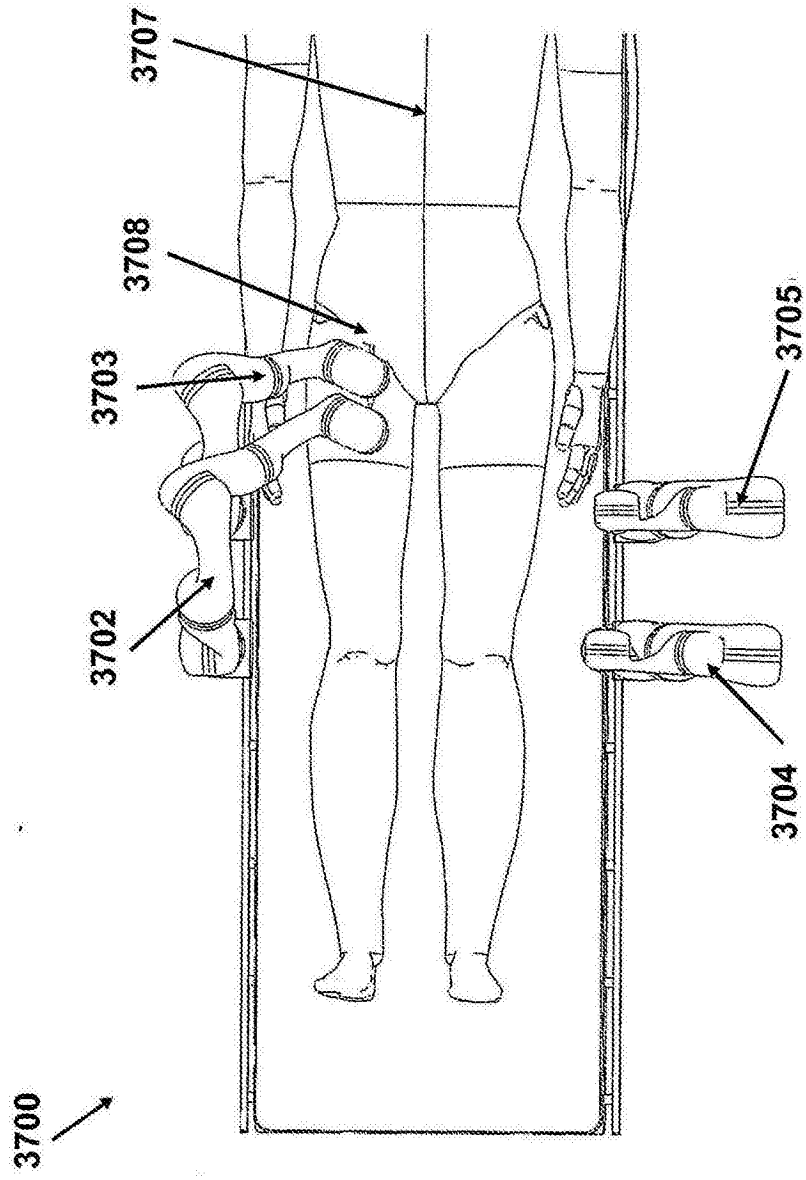


图37C

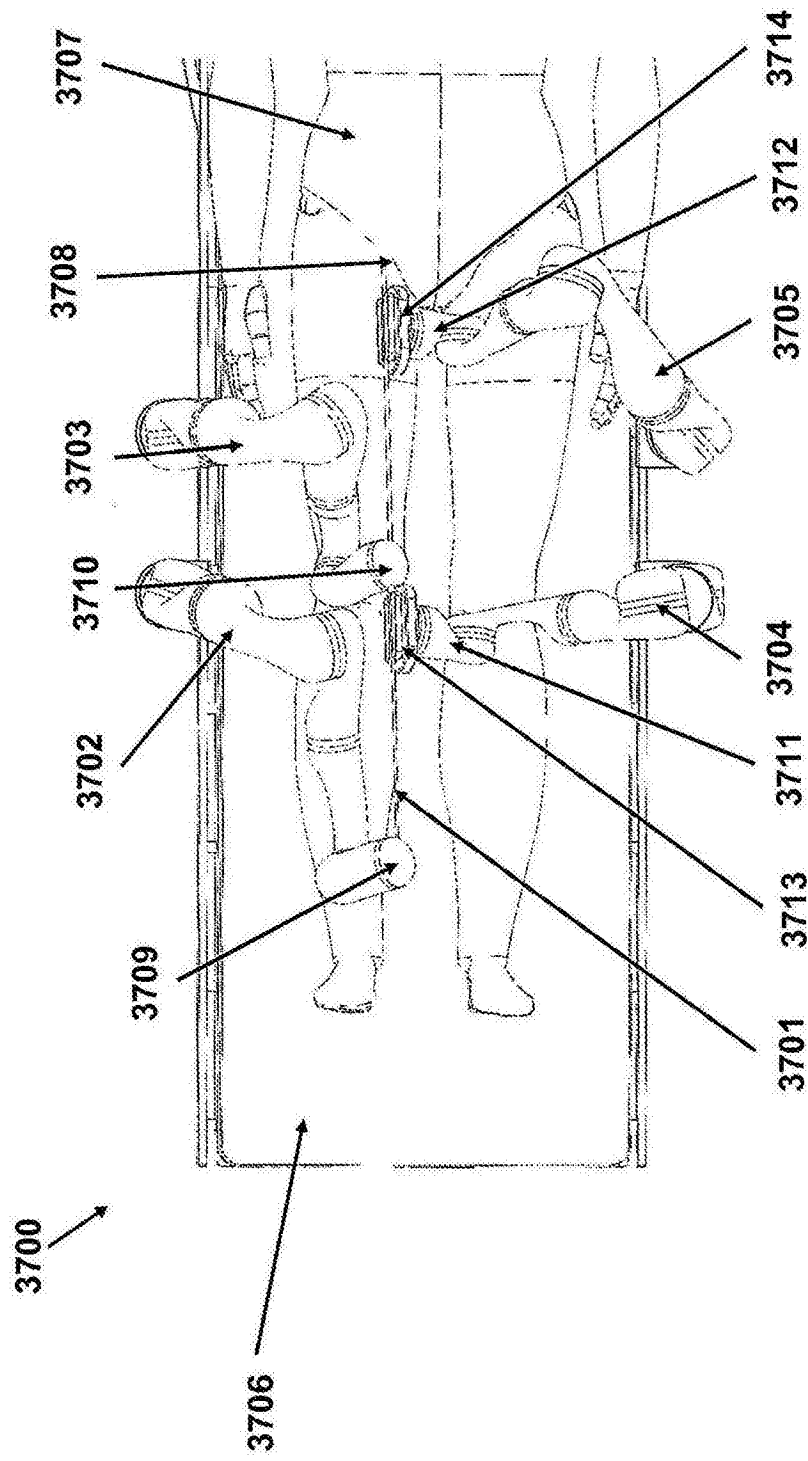


图37D

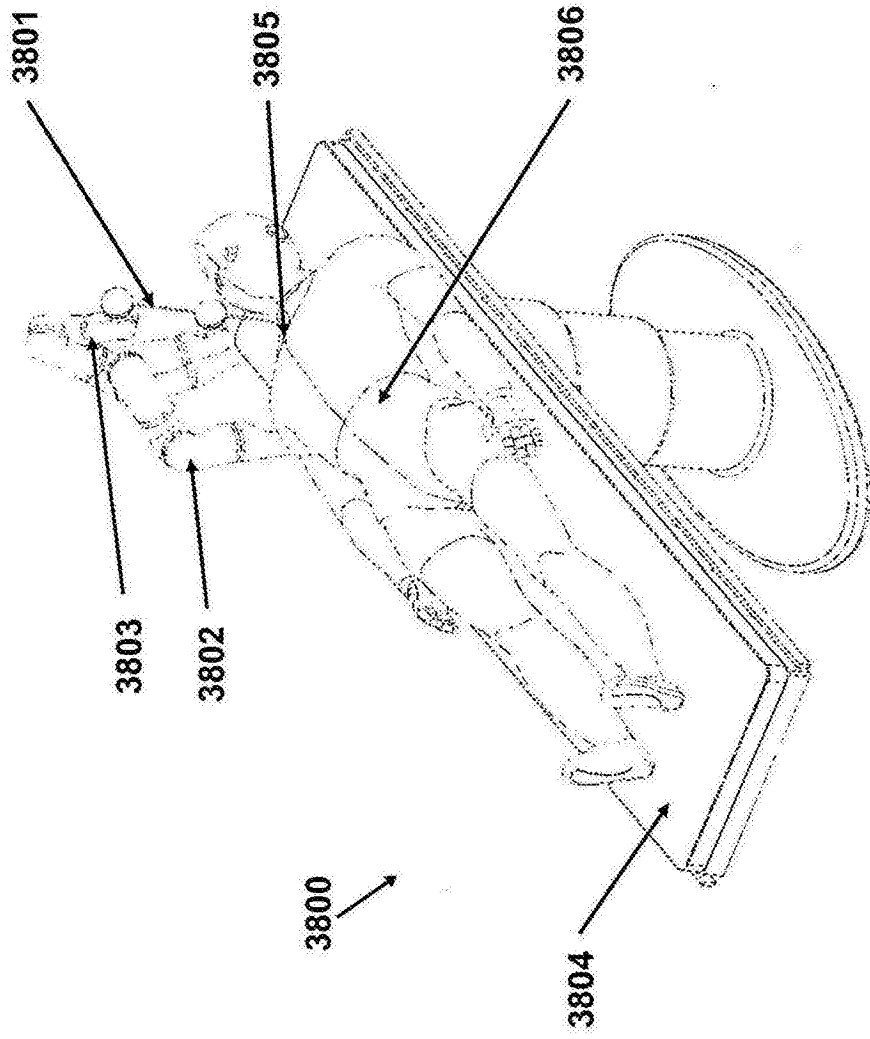


图38A

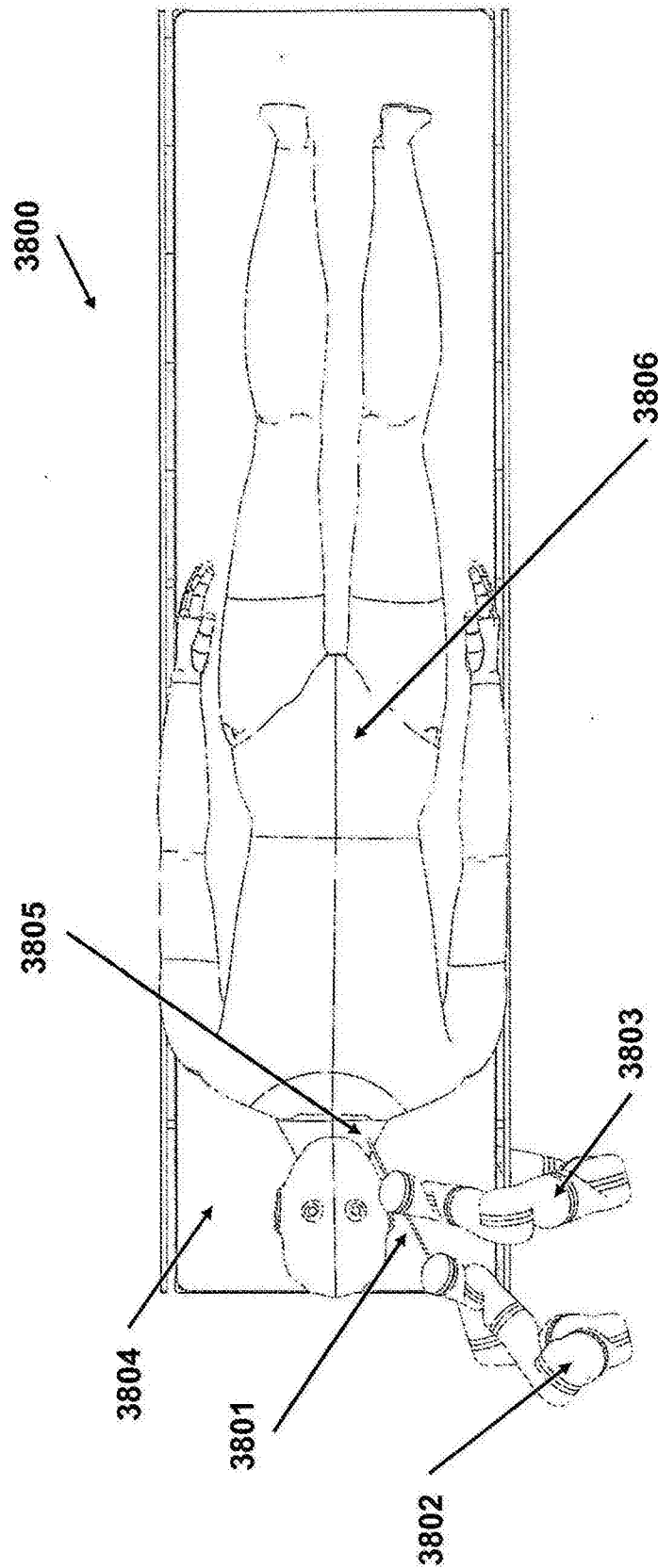


图38B

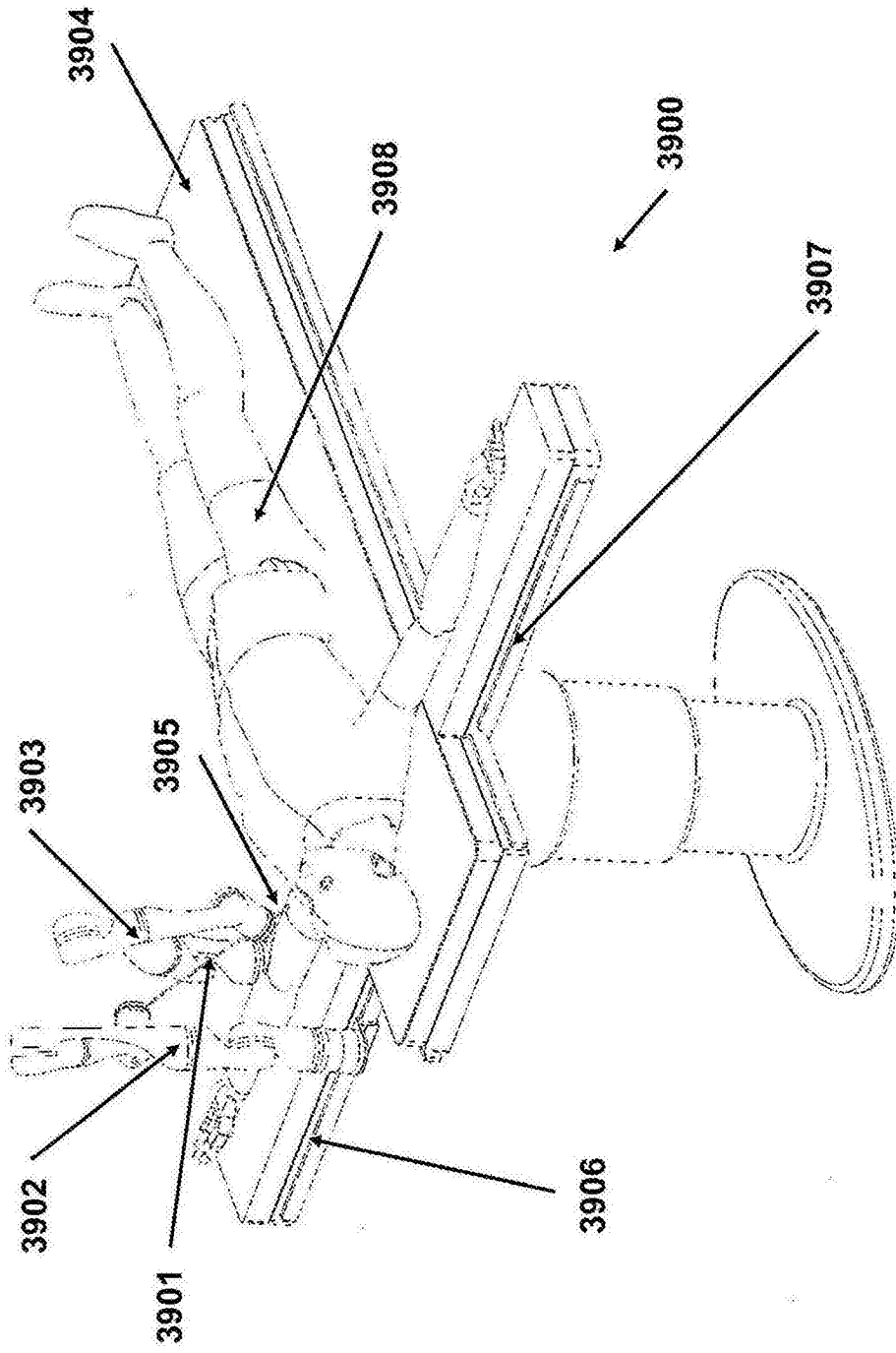


图39

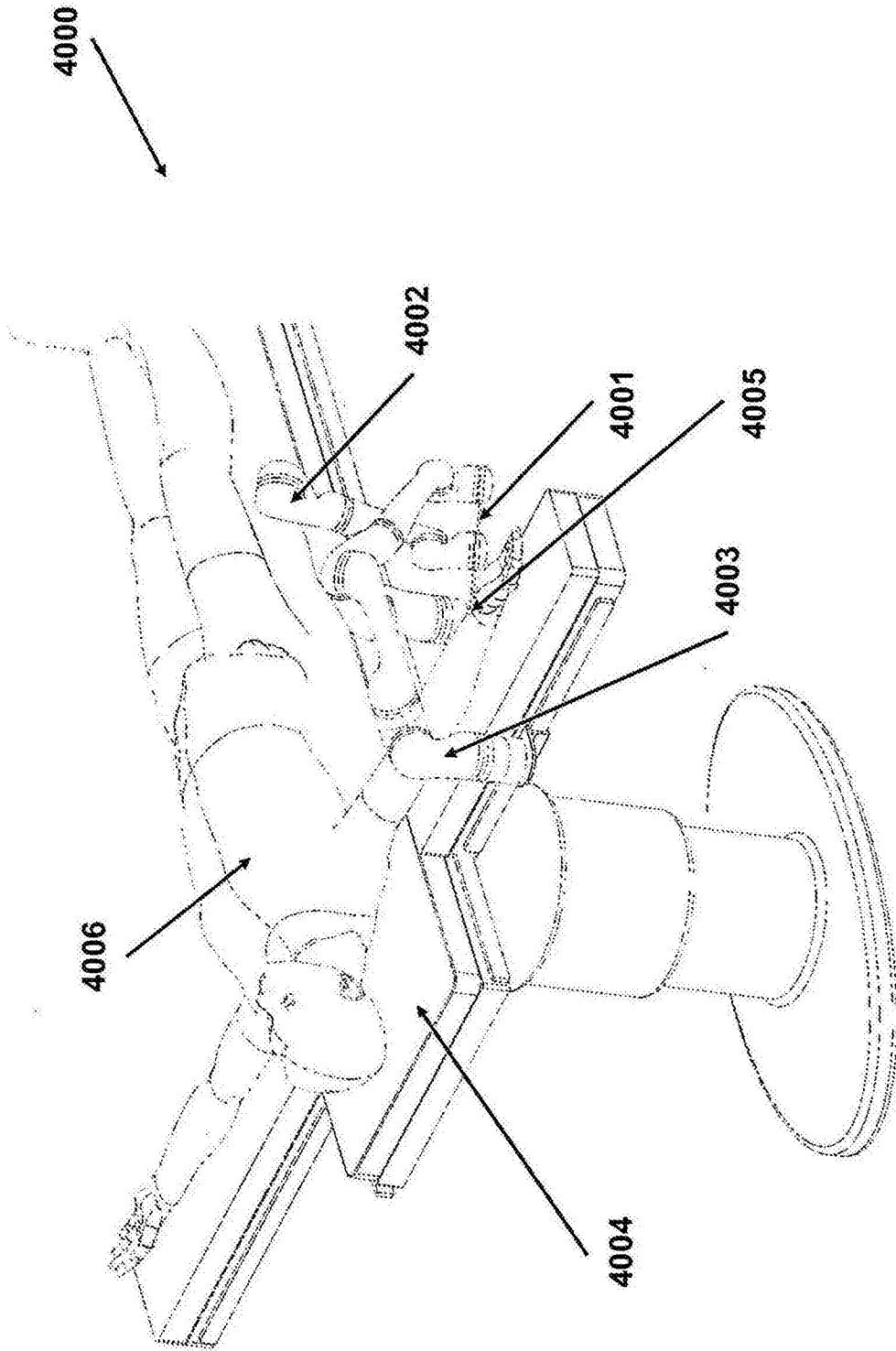


图40A

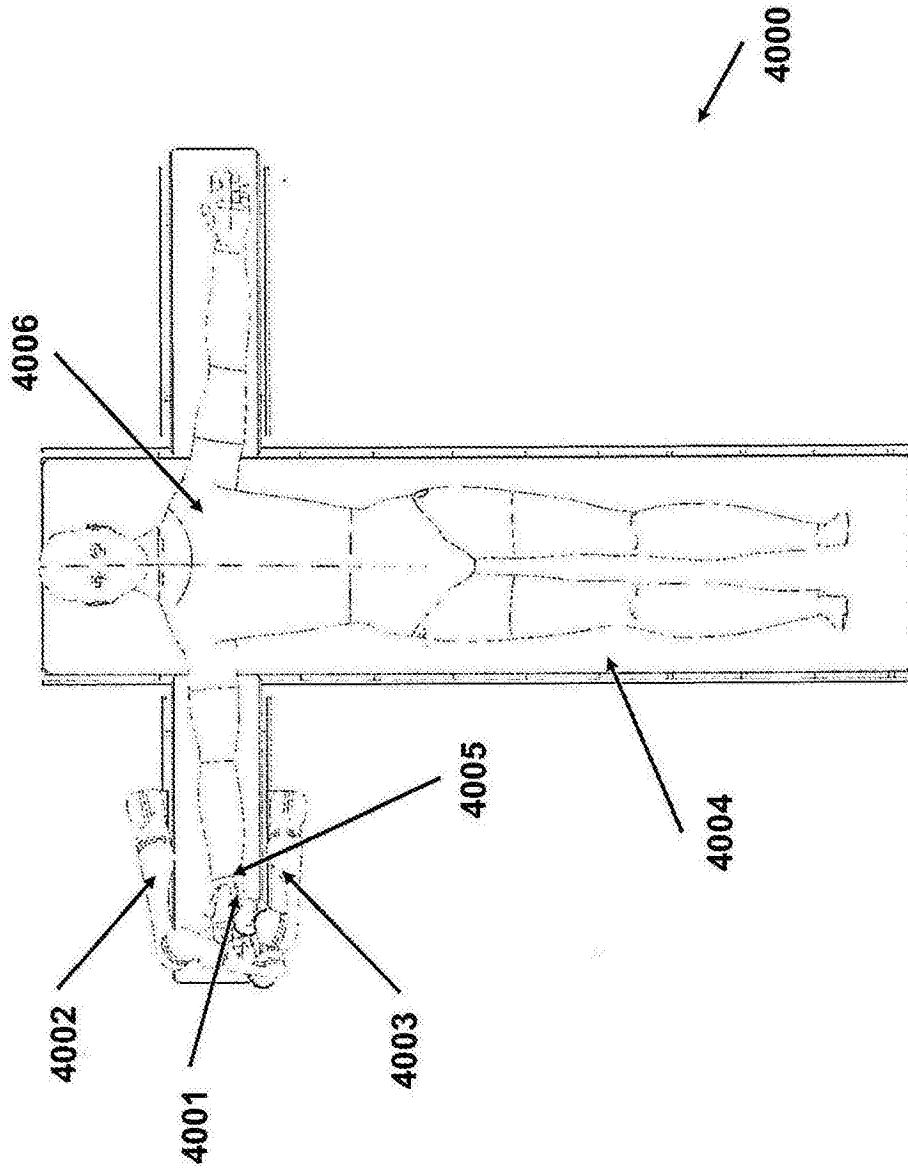


图40B

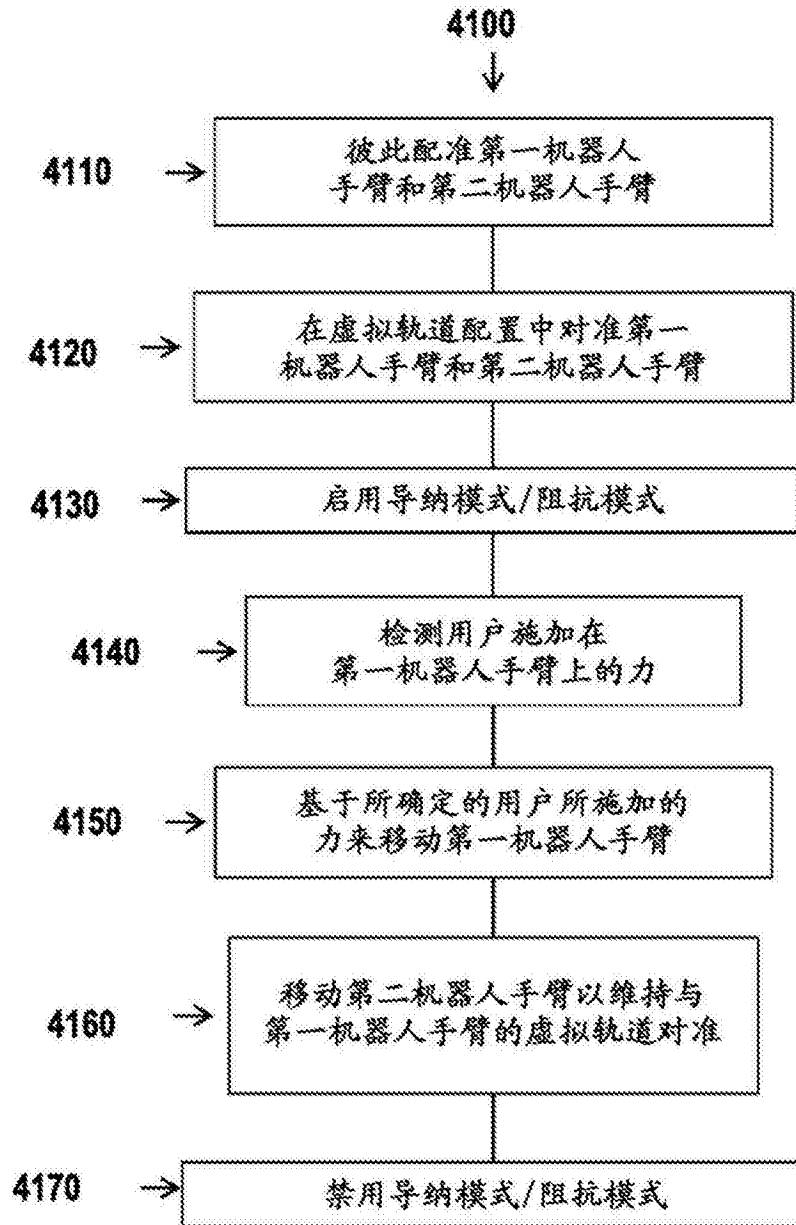


图41

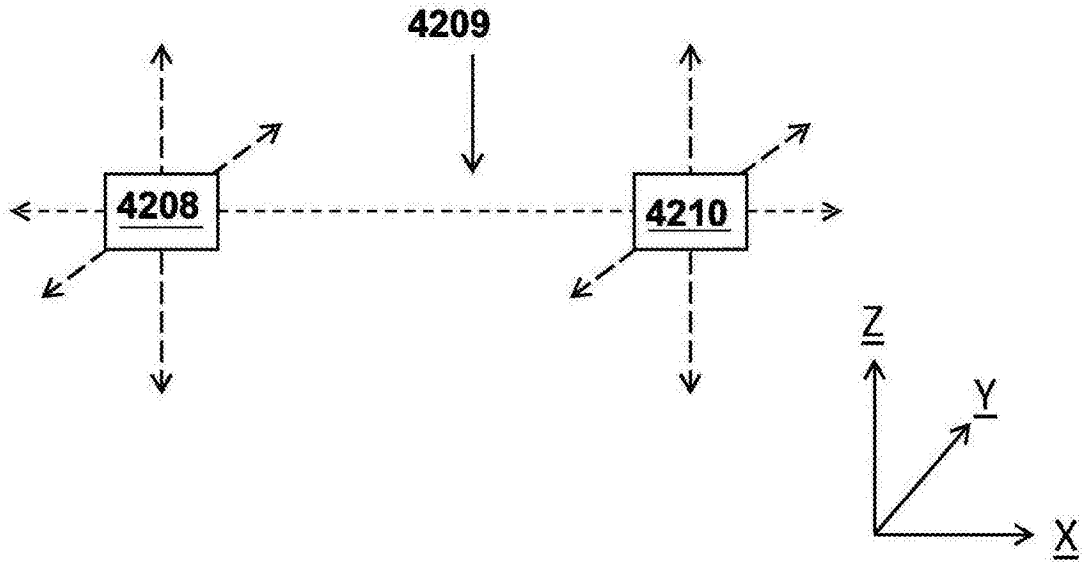


图42A

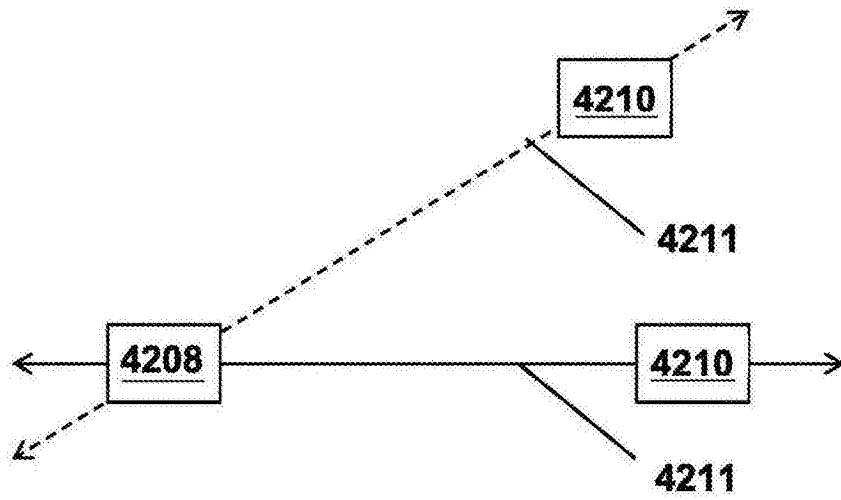


图42B

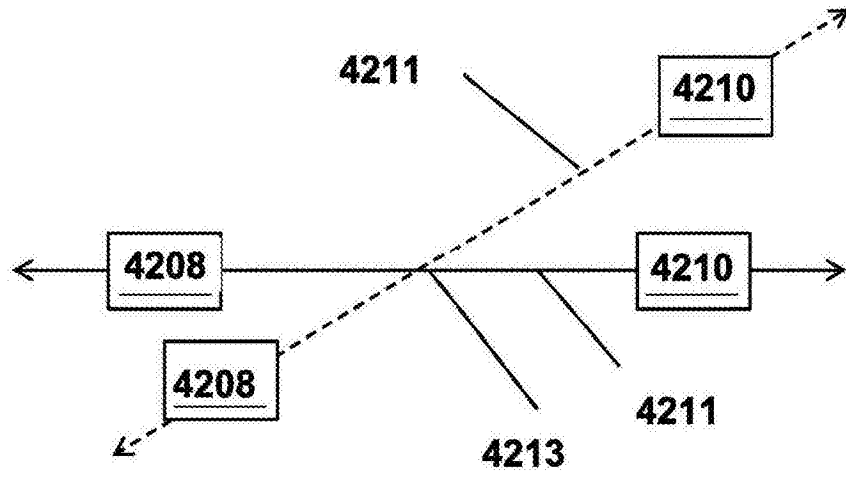


图42C

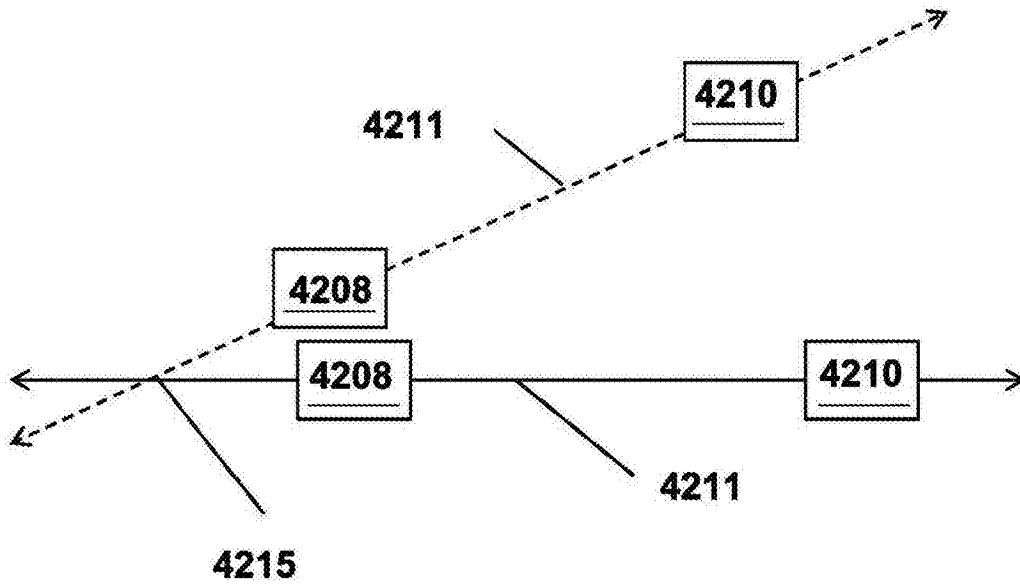


图42D

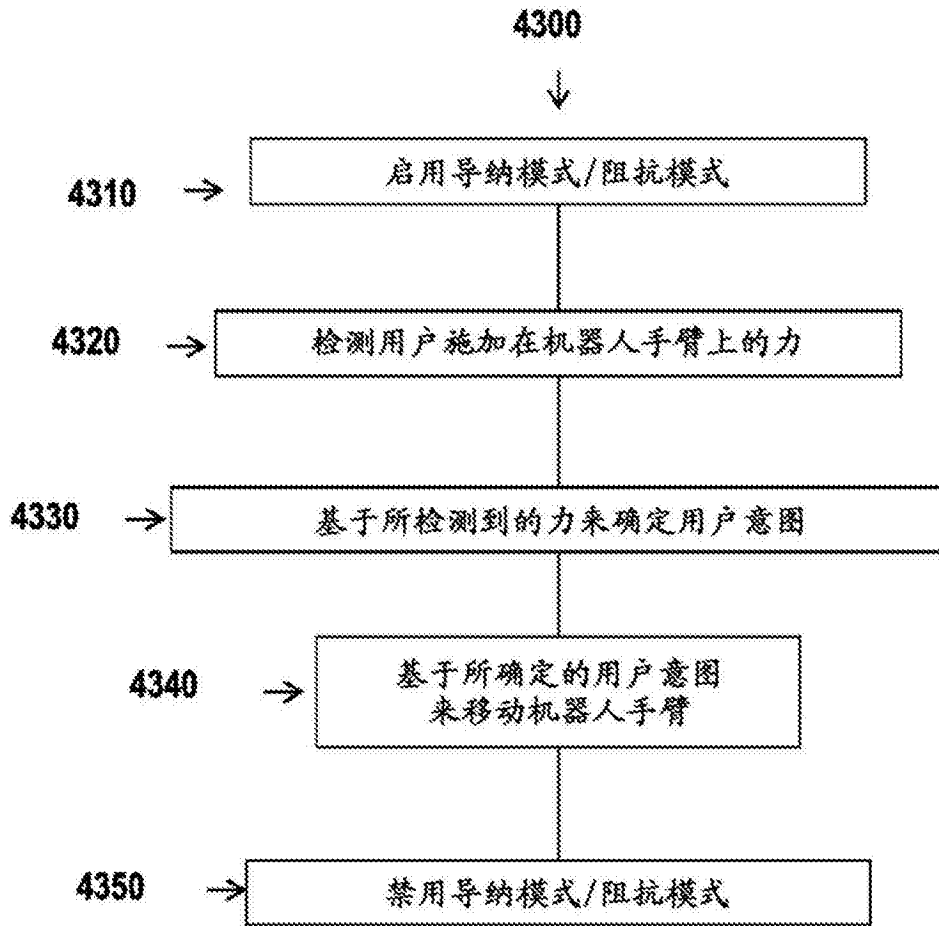


图43