



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102802551 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 28

(21) 申请号 201080029916. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 05. 31

A61B 19/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

61/182, 556 2009. 05. 29 US

A61B 17/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

B25J 3/04 (2006. 01)

2011. 12. 31

B25J 11/00 (2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/SG2010/000200 2010. 05. 31

(87) PCT申请的公布数据

W02010/138083 EN 2010. 12. 02

(71) 申请人 南洋理工大学

地址 新加坡

申请人 新加坡国立大学

(72) 发明人 S·J·L·彭 S·C·洛 K·Y·霍

S·C·钟

(74) 专利代理机构 上海思微知识产权代理事务

所(普通合伙) 31237

代理人 郑玮

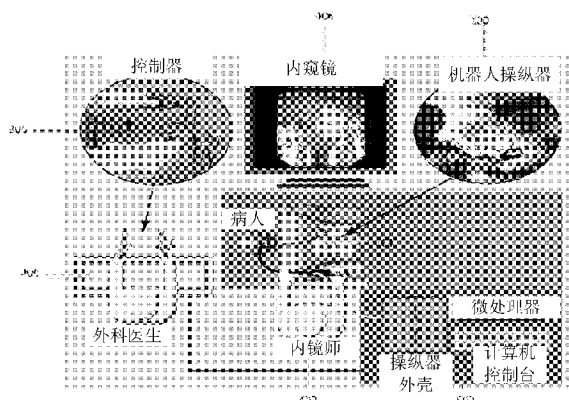
权利要求书 3 页 说明书 24 页 附图 14 页

(54) 发明名称

用于可曲式内窥镜术的机器人系统

(57) 摘要

一种用于可曲式内窥镜术的机器人操纵器(100)、控制器(300)和系统,其中操纵器(100)包括柔性构件,被配置为耦连至一内窥镜;以及臂,连接至柔性构件且可随着柔性构件移动;其中,柔性构件具有一第一末端连接至所述臂,以及一第二末端,可连接至一控制器(300)以允许所述臂的物理移动可通过控制器(300)的物理移动控制。



1. 一种用于可曲式内窥镜术的机器人操纵器,包括:
柔性构件,被配置为耦连至一内窥镜,以及
臂,连接至所述柔性构件且可随着柔性构件移动;
其中,所述柔性构件具有一第一末端连接至所述臂,以及一第二末端,可连接至一控制器以允许所述臂的物理移动通过控制器的物理移动控制。
2. 如权利要求 1 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述柔性构件包括在套管中的绳索。
3. 如权利要求 2 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述绳索是光谱防弹纤维以及所述套管为螺旋金属套圈。
4. 如前述权利要求中任一项所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂被配置为具有允许臂大体上平行于内窥镜的纵轴向前和向后移动的一个自由度。
5. 如前述权利要求中任一项所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂具有至少三个自由度。
6. 如权利要求 5 所述的机器人操纵器,其特征在于,各个自由度通过柔性构件的两个起相反作用的绳索控制。
7. 如权利要求 6 所述的机器人操纵器,其特征在于,各个起相反作用的绳索各自连接至通过控制器控制的一电机。
8. 如前述权利要求中任一项所述的机器人操纵器,其特征在于,各个臂的自由度的数量与控制器的自由度的数量相同。
9. 如前述权利要求中任一项所述的机器人操纵器,包括两个臂。
10. 如前述权利要求中任一项所述的机器人操纵器,其特征在于,臂具有从包括夹钳、钩、钳子、镊子和刀的组中选择的末端执行器。
11. 如权利要求 10 所述机器人操纵器,其特征在于,所述末端执行器是以夹钳的形式,并且臂具有提供用于控制夹钳的钳口打开和闭合的自由度的第一关节。
12. 如权利要求 11 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述第一关节提供用于控制夹钳的弯曲或过伸的进一步的自由度。
13. 如权利要求 12 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂包括提供用于控制臂的旋前或旋后的自由度的第二关节。
14. 如权利要求 13 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂包括提供用于控制臂的打开和闭合的自由度的第三关节,臂的打开是使得臂脱离内窥镜的纵轴的运动,臂的闭合是使得臂与内窥镜的纵轴对齐的运动。
15. 如权利要求 10 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述末端执行器是以烧灼钩的形式。
16. 如权利要求 15 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂包括提供用于控制烧灼钩的弯曲或过伸的自由度的第一关节。
17. 如权利要求 16 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂包括提供用于控制臂的旋前或旋后的自由度的第二关节。
18. 如权利要求 17 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂包括提供用于控制臂的打开和闭合的自由度的第三关节,臂的打开是使得臂脱离内窥镜的纵轴的运动,臂的闭合

是使得臂与内窥镜的纵轴对齐的运动。

19. 如前述权利要求中任一项所述的机器人操纵器,包括两个臂,所述臂具有提供九个自由度的关节,其中第一臂具有以烧灼钩形式的一末端执行器以及第二臂具有以夹钳形式的一末端执行器。

20. 如前述权利要求中任一项所述的机器人操纵器,其特征在于,所述臂包括生物传感器或力传感器以为控制器提供信号。

21. 如权利要求 10 至 20 中任一项所述的机器人操纵器,其特征在于,所述末端执行器的伸长度和力通过控制器中的一末端执行器力预测单元预测。

22. 如权利要求 21 所述的机器人操纵器,其特征在于,所述末端执行器力预测单元包括:

接收器,被配置为从末端执行器接收信息,其中该信息允许测量/确定与在末端执行器的伸长度和力有关的特定参数;

处理器,被配置为分析所述参数以确定施加在控制器上的力和施加在末端执行器上的伸长度和力之间的具体等式;以及

被配置为在控制器中实现等式以预测施加到机器人操纵器的末端执行器上的力的模块。

23. 一种用于控制用于可曲式内窥镜术的机器人操纵器的移动的控制器,包括:

手持构件,配置为由使用者使用以实现机器人操纵器的移动;

其中,所述手持构件包括提供与机器人操纵器的自由度相对应的的自由度的关节。

24. 如权利要求 23 所述的控制器,其特征在于,所述控制器包括微处理器,其被配置为:

检测手持构件的动作,

缩放所检测到的动作以适应机器人操纵器,以及

将信号传输至一传动器,以控制连接至机器人操纵器的柔性构件。

25. 如权利要求 23 或 24 所述的控制器,其特征在于,所述手持构件包括用以接收信号以为使用手持构件的使用者提供反馈的主推进器。

26. 如权利要求 23 至 25 中任一项所述的控制器,其特征在于,所述手持构件包括可连接至使用者的手指的夹钳。

27. 如权利要求 26 所述的控制器,其特征在于,机器人操纵器的所有动作通过所述夹钳被控制。

28. 如权利要求 23 至 27 中任一项所述的控制器,还包括被配置成承受使用者手臂的扶手。

29. 如权利要求 23 至 28 中任一项所述的控制器,其特征在于,所述手持构件包括能够调整以适合不同使用者的多个连接组件。

30. 一种用于可曲式内窥镜术的机器人系统,包括权利要求 1 至 22 中任一项所述的机器人操纵器和权利要求 23 至 29 中任一项所述的控制器。

31. 一种可曲式内窥镜术的方法,包括将权利要求 1 至 22 中任一项所述的机器人操纵器插入人体的自然腔道内的步骤。

32. 一种胃肠道相关疾病的治疗方法,包括将权利要求 1 至 22 中任一项所述的机器人

操纵器插入人体的自然腔道内的步骤。

33. 如权利要求 30 所述的机器人系统在胃肠道相关疾病的治疗中的使用。

34. 一种预测机器人操纵器的末端的力和伸长度的方法,包括:

从机器人操纵器的末端接收信息,其中所述信息允许测量/确定与机器人操纵器的末端的伸长度和力有关的特定参数,

分析所述参数以确定施加于控制器的力与施加于机器人末端的伸长度和力之间的具体等式;以及

在控制器中实现等式以预测施加于机器人操纵器的末端执行器的力。

35. 一种使用具有在远端的末端执行器的机器人操纵器的方法,所述末端执行器能够通过绳索移动,所述绳索连接至在远端的末端执行器并连接至在近端的一传动器,所述方法包括:

测量绳索的常量参数,

使用传感器以确定在近端的被施加到绳索上的力,以及

使用传感器信号和所述常量参数以预测在远端的绳索的伸长度或力。

36. 如权利要求 35 所述的方法,还包括使用预测的结果作为一控制器的输入以将力触感提供给控制器的使用者。

37. 如权利要求 35 或 36 所述的方法,其特征在于,当绳索在近端被拉动时,使用公式 $e_{total} \approx (2\sqrt{T_{in0}T_{in}} - T_{in} - T_{in0}e^{-K})$ 预测在远端的绳索的伸长度。

38. 如权利要求 35 或 36 所述的方法,其特征在于,当绳索在近端被拉动时,使用公式 $T_{out} = T_{in}e^{-K}$ 预测绳索在远端的张力。

39. 如权利要求 35 或 36 所述的方法,其特征在于,当绳索在近端未被拉动且正在经历被拉伸后的过渡阶段,使用公式 $e_{out} = M_e T_{in} e^K$ 预测在远端的绳索的伸长度。

40. 如权利要求 35 或 36 所述的方法,其特征在于,当绳索在近端未被拉动且正在经历被拉伸后的过渡阶段,使用公式 $T_{out} = T_{in0} e^K$ 预测绳索在远端的张力。

41. 如权利要求 35 或 36 所述的方法,其特征在于,当绳索在近端未被拉动且正在经历被拉伸后的过渡阶段,使用公式 $e_{out} = M_e T_{in} e^K$ 预测在远端的绳索的伸长度。

42. 如权利要求 35 或 36 所述的方法,其特征在于,当绳索在近端未被拉动且正在经历被拉伸后的过渡阶段,使用公式 $T_{out} = T_{in0} e^K$ 预测绳索在远端的张力。

43. 如权利要求 35 至 42 中任一项所述的方法,其特征在于,测量绳索的常量参数的步骤包括测量绳索的 K 和 M_e 。

44. 如权利要求 43 所述的方法,其特征在于,测量 M_e 包括:

从近端拉动绳索直到在远端的末端执行器的一关节达到其运动的极限,

进一步拉动绳索以使绳索变形,以及

从等式 $M_e = \frac{e_{out}}{T_{in}}$ 确定 M_e , 其中 e_{out} 从绳索的一编码器获得以及 T_{in} 从近端的一测压传感器获得。

45. 如权利要求 43 所述的方法,其特征在于,测量 K 包括使用数值方法求解方程 $e^{-K} = -\frac{M_e E}{L} K + 1$ 。

用于可曲式内窥镜术的机器人系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于可曲式内窥镜术的机器人系统,尤其但不限于机器人操纵器、控制器、系统、方法以及它们在外科手术中的应用。

背景技术

[0002] 与微创外科手术 (MIS) 相齐驱,可曲式内窥镜术 (Flexible Endoscopy) 被用于检查和治疗胃肠 (GI, Gastrointestinal) 道疾病,而不需要在病人的身体上产生人工开口。内窥镜经由口腔或肛门被相应地引入上部或下部胃肠道。在远端的微型摄像机捕捉有助于临床医生胃肠道疾病诊断的胃肠道壁的图像。可通过经由工作通道引入可曲式工具以到达远端的相关位置进行简单的外科手术 (如息肉切除术和活组织检查)。以这种方式进行的手术类型由于缺乏工具可操控性而受到限制。技术上要求很高的外科手术,像用于动脉出血的止血法、用于修复穿孔的缝合术、用于胃食管反流的胃底折叠术,不能用可曲式内窥镜术有效地完成。这些手术目前通常在腹腔镜手术或开放式手术下进行。

[0003] 膜下剥离术 (ESD, Endoscopic Submucosal Dissection) 通常利用具有内置刀具的标准内窥镜进行。因此,进行 ESD 需要大量的内镜师的高超技术并且要花很长时间完成。此外,仪器操纵方面的局限使其容易发生手术并发症,诸如延迟出血、大出血、穿孔和外科手术并发症等。尽管 ESD 逐渐被认为是用于早期胃癌治疗的有效手术,但是由于这些问题,ESD 仍然是一项仅能由最熟练的内镜师或外科医生进行的手术。在胃腔内的多种仪器的操纵方面的严格限制是腔内手术的一项主要挑战。来自操作员的自然力的传送受到内窥镜长度的限制,导致在执行器末端的力减小,甚至经常不足以有效操纵。此外,由于所有仪器都是根据内窥镜的轴部署的,使得离轴运动 (例如仪器的三角测量法) 成为不可能。

[0004] 经自然腔道内窥镜手术 (NOTES, Natural Orifices Transluminal Endoscopic Surgery) (一种利用口腔、肛门、阴道、鼻子进入体内的外科手术) 是一种不要要求在腹壁上有任何经皮肤切口的用于外科手术的方法。然而,为了使 NOTES 安全地用于人体,许多技术问题需要解决。其中,采用什么工具以快速且安全地进入和闭合腹腔以及在手术期间的空间定位是最重要的。

[0005] 随着类似达芬奇 (Da Vinci) 外科手术系统的医疗机器人的发明,临床医生如今能够在人体内准确和轻易地操纵外科手术工具。从主控台进行操作,临床医生能够实时地控制腹腔镜手术工具的移动。这些工具通常被称为从动装置。然而,主从式手术机器人系统是僵硬的,其从动操纵器通过切口进入人体。

[0006] 诸如消化性溃疡、胃癌、大肠癌等等的胃肠道疾病在大多数国家很常见。这些病情可在可曲式内窥镜的帮助下被诊断。内窥镜结合了先进的录像机、计算机、材料和工程技术。然而,内镜师仍然经常抱怨将长且可曲的杆引入病人的肛门或口腔所带来的技术困难,且依旧缺乏一种能够不需要在人体上产生切口并能在尽可能短时间内完成胃肠道手术的工具,因为在急性胃肠出血期间时间是关键。

发明内容

[0007] 本发明在所附的独立权利要求中被定义。本发明的一些可选特征在所附的从属权利要求中被定义。

[0008] 根据本发明的第一方面，本发明涉及用于可曲式内窥镜术的机器人操纵器，包括：

[0009] 柔性构件，被配置为耦连至一内窥镜，以及

[0010] 臂，连接至柔性构件且可随着柔性构件移动；

[0011] 其中，柔性构件具有一第一末端连接至所述臂，以及一第二末端，可连接至一控制器以允许所述臂的物理移动可通过控制器的物理移动控制。

[0012] 机器人操纵器可被用于进行复杂的和精密的外科手术。它可被插入现有内窥镜的工具通道或与内窥镜一前一后地连接在一起。机器人操纵器可允许实时内窥镜观察，从而为内镜师利用自然腔道进入内部器官进行更复杂和困难的外科手术提供了有利条件。尤其对于胃肠道而言，可以避免在病人身上留下任何创伤。

[0013] 在不同实施例中，机器人操纵器可被附接至内窥镜并一起被引入病人体内。在其他示例性实施例中，内窥镜可被首先引入病人体内，在到达相关位置后引入操纵器。在不同示例性实施例中，空心软管可被连接至内窥镜，并且操纵器可以穿过这些空心软管以到达远端。内窥镜也提供了用于仪器穿过的工具通道，以使得内镜师能够进行多种治疗，例如，活组织检查、息肉切除术、标记、止血法等。一些内窥镜具有两个工具通道，可以潜在地容纳两个机器人臂。作为选择，内窥镜可以是容纳机器人操纵器专门设计的。相应地，涉及柔性构件和内窥镜之间的相互关系的术语“耦连至”涵盖固定连接、可移动式连接乃至简单的接触或支撑配置。

[0014] 内窥镜可用于检查、诊断和治疗在上部或下部胃肠道内的各种疾病。典型的内窥镜包括超紧凑电荷耦合器件 (CCD) 摄像机、光源和用于从病人体内灌输或收回液体或气体的通道。内窥镜的顶端也可以是可操纵的，以便内窥镜能够更快、更安全的横向穿过胃肠道的弯曲的通道，且给病人带来的疼痛更小。

[0015] 组成机器人操纵器一部分的柔性构件的提供可使机器人操纵器能够与可曲式内窥镜一起被引入，并经由自然腔道（例如，口腔和肛门）进入胃肠通道进行灵巧的手术，采用长、窄和可曲的形式能够允许动力的传输。

[0016] 该柔性构件可以是电缆系统，用于将扭矩从控制器端的传动器传送给机器人操纵器。存在两种类型的电缆系统：用于电缆路由的滑轮系统，以及套索系统 (tendon-sheath system)。

[0017] 套索系统一般包括作为套管的空心螺旋线圈和套管内作为绳索的电缆。当绳索的一端被牵引时，它会在套管内滑动从而允许牵引力被传递到套管的另一端。套管中的绳索可以足够小以穿过内窥镜的工具通道，并且因为小使其容易操作。在图 2 中示出了电缆路由和套索传动之间的区别。与诸如 Utah/MIT 手和 CT 臂之类的多种机器人中使用的必须具有滑轮和供绳索通行的预设路径的电缆路由相比，当人体胃肠道存在不可预知的弯曲时，套索传动具有优势。套索传动与电缆路由相比的其他优势为柔韧性和生物相容性。基于这些原因，套索传动器可被选为用于动力传输的柔性构件。

[0018] 机器人操纵器的尺寸使得机器人操纵器具有能够使用市场上可买到的 Guardus

外套管等类似物进入动物或人体的胃肠道的优点。这使得将机器人操纵器引入和移出动物或病人体内更容易、更安全以及更舒适。具体而言,绳索可以是光谱防弹纤维以及套管可以是螺旋金属线圈。如图 3 所示光谱防弹纤维可以弯曲而不弯折,从而减少不良影响,例如,在人/动物体内的机器人操纵器的末端卡住、打滑以及突然颤动。螺旋金属线圈提供了耐压缩的优点,不会折叠在绳索上,并减少机器人操纵器内的摩擦,从而降低所产生的热量和对机器人操纵器的磨损和刮伤。

[0019] 绳索和套管可被外套管所包围,该外套管保护食道不受机器人操纵器意外地刮伤。外套管可以灵活地适合于所有的套管。由于外套管的尺寸加上其与内套管的结合硬度,可限制套管的弯曲以得到更好性能的手术。虽然套索传动是较佳的,但也可使用其他形式的传动,例如将信号电缆与在远端的传动器连接等等。可根据手术的需要做出改变。对于简单的手术,一个臂就足够了。

[0020] 臂可以被配置为具有允许臂大体上平行于内窥镜的纵轴向前和向后移动的一个自由度。这允许臂在内窥镜前方的肉体上作业,而不需要内窥镜与肉体接触。由于该移动,内镜师仅需要显示机器人操纵器需要操作的位置的图像并且不必调整与该位置之间的距离。机器人操纵器也可自己打开和关闭,以提供在手术期间的三角测量,以及当机器人操纵器被引入人体内时减小其尺寸以减少病人所感受的不适。

[0021] 臂可包括至少四个自由度。这可效仿人的腕部的弯曲和旋转移动,从而当进行手术时能够容易地模拟从控制器末端传递到机器人操纵器的臂的物理移动。臂上的大量的自由度对能够进行复杂的手术是必要的。臂可依照简化了的人体手臂设计以尽可能凭直觉控制。臂可根据将要进行的手术的复杂度包括两个或三个自由度。

[0022] 各个自由度可以通过柔性构件的两个起相反作用的绳索控制。具体而言,各个起相反作用的绳索可独立地连接至控制器的电机。该设计可有益于机器人操纵器,因为各个自由度的旋转量可仅依赖于它自己的绳索,而不依赖于由其他自由度产生的移动,从而防止臂的不必要的和无意识的移动。臂的各个关节的旋转位移可直接与绳索的线性位移成正比。这允许机器人操纵器易于控制。

[0023] 各个臂的自由度的数量可与控制器的自由度的数量相同。由于控制器和臂的自由度之间的相似性,使用者可以容易地想象出控制器的控制所映射的臂的移动。这可允许使用者长期使用机器人操纵器而不感觉疲惫。

[0024] 在一个实施例中,机器人操纵器可包括两个臂。臂可以与内窥镜紧密地捆绑在一起。为了有效的操作,臂在移动到目标区域前可首先自我伸展以进行手术。因此,臂至少有两节臂节以防止两个臂之间的冲突以及防止内窥镜受到视觉阻挡。

[0025] 臂可具有以单极性 or 双极性电极形式的末端执行器以进行涉及烧灼的手术。然而,由于不同的外科手术需要不同的工具,末端执行器是可互换的。臂可具有从包括夹钳、钩、单极电钩、钳子、镊子或刀的组中选择的末端执行器。两个臂可用于执行不同的动作,诸如息肉的拉出和切除或出血位置的血管壁的电缝合。例如,内镜师可自信地使用末端执行器中的一个以夹住胃肠壁,同时使用另一个握住一根针以进行缝合。由内窥镜所提供的图像可类似于第一人观察周围环境的视野,两个臂可类似外科医生的两个手臂。这可给予外科医生他正在病人体内用他的两只手进行手术的感觉,使得手术更加准确和精确。

[0026] 具体而言,一个臂的末端执行器可以是以夹钳的形式,以及该臂具有提供用于控

制夹钳的钳口打开和闭合的自由度的第一关节。更具体地,第一关节可提供用于控制夹钳的弯曲或过伸的进一步的自由度。更具体地,臂可包括提供用于控制臂的旋前或旋后的自由度的第二关节。旋前/旋后关节使得机器人操纵器更容易自我定位以进行预定手术。臂可包括提供用于控制臂的打开和闭合的自由度的第三关节,臂的打开是使得臂脱离内窥镜的纵轴的运动,臂的闭合是使得臂与内窥镜的纵轴对齐的运动。这些自由度允许机器人操纵器在操纵器的末端关闭弯曲/过伸关节之前,通过使臂从具有打开和闭合关节的基部伸展,来进行三角测量。以这种方式,机器人操纵器的臂不会过度阻挡内窥镜的视野,以便外科医生能够清楚地观察手术环境。这些自由度也允许机器人操纵器在被插入病人体内时被伸直以减小阻塞程度。

[0027] 两个臂的其他两个平移关节能够沿着半圆形的盖连接到内窥镜。这两个平移关节可以是可被手动控制的非机械驱动关节,如传统的内窥镜工具。这些平移动作可通过内镜师在手术期间推或拉的动作操作。一旦夹钳上所有的套管被推动,夹钳将能被推向更远以抓取组织。另一方面,当拉到组织时,夹钳在被抓取的组织上施加张力以利于采用比如烧灼钩切除组织。

[0028] 另一臂的末端执行器可以是以烧灼钩的形式。具体而言,臂可包括提供用于控制烧灼钩的弯曲或过伸的自由度的第一关节,提供用于控制臂的旋前或旋后的自由度的第二关节、提供用于控制臂的打开和闭合的自由度的第三关节,臂的打开是使得臂脱离内窥镜的纵轴的运动,臂的闭合是使得臂与内窥镜的纵轴对齐的运动。

[0029] 机器人操纵器可包括两个臂,所述臂包括具有九个自由度的关节,其中第一臂具有以烧灼钩形式的末端执行器以及第二臂具有以夹钳形式的末端执行器。

[0030] 臂和/或末端执行器可包括生物传感器或力传感器或触觉器以为控制器提供信号。具体而言,力传感器可在手术期间被用于给予内镜师触感。生物传感器能够使内镜师知道在操作位置的某种化学药品的 pH 值或存在。这将允许内镜师改变手术以适应传感器结果。

[0031] 末端执行器的伸长度和力可通过控制器中的末端执行器力预测单元预测。力预测单元可包括:

[0032] - 接收器,能够从末端执行器接收信息,其中该信息允许测量/确定与在末端执行器的伸长度和力有关的特定参数;

[0033] - 处理器,能够分析所述参数以确定施加在控制器上的力和施加在末端执行器上的伸长度和力之间的具体等式;以及

[0034] - 能够在控制器中实现等式以预测施加到机器人操纵器的末端执行器上的力的模块。

[0035] 这些力反馈能够被用于将有关手术的有用信息返回至外科医生。力预测单元可使用套索机制的力预测方法,该方法利用表示套索机制特征的理论模型以预测在各个传动阶段的远端力和伸长度。这种力预测方法使得不必在机器人操纵器的末端执行器安装在使用之前必须消毒的复杂的传感器,从而简化了手术且维持了机器人操纵器的尺寸。力预测方法需要一组位于控制器端的传动器上的外部传感器。传感器的输出读数可被用于预测末端执行器所承受的力。力预测的结果作为在控制器末端的传动器的输入,为外科医生提供力反馈。

[0036] 因此,通过采用该力预测方法,外科医生能够感知机器人操纵器施加到周围环境的力。这样能够保证外科医生不会给病人身体造成不必要的创伤,和保证机器人操纵器或系统不会因为过度拉紧绳索而损坏。然后外科手术可更快、更安全以及以更一致的方式被执行。

[0037] 根据另一方面,本发明提供了用于控制用于可曲式内窥镜术的机器人操纵器的移动的控制,包括:

[0038] 手持构件,配置为由使用者使用以实现机器人操纵器的移动。

[0039] 其中,手持构件包括提供与机器人操纵器的自由度相对应的自由度的关节。

[0040] 控制器能产生超过使用者检测水平的移动,以及可从机器人操纵器将重要信息提供给使用者。控制器也可具有比机器人操纵器更高的位置分辨率。控制器的摩擦力、质量和惯性可足够低以使使用者感到舒适。

[0041] 控制器可包括微处理器,其可被配置为:

[0042] 检测手持构件的动作,

[0043] 缩放所检测到的动作以适应机器人操纵器,以及

[0044] 将信号传输至一传动器,以控制连接至机器人操纵器的柔性构件。

[0045] 微处理器也可可是动作控制器。在一个示例性实施例中,微处理器是主控台,实质上是系统的“大脑”。微处理器从控制器读取信息。软件计算机器人操纵器的所需的运动。然后将输出信号发送至动作控制器以相应地驱动电机和其他主推进器。来自机器人操纵器的传感器的输入信号也不断地被微处理器读取以保证机器人操纵器以需要的方式移动。该微处理器的其他功能包括按比例缩小内窥镜师的动作。理想地,为了精确和安全,机器人操纵器应该按照大大缩小的幅度按照内窥镜师的动作而移动。

[0046] 控制器可包括多个旋转编码器,读取使用者做出的动作的值并将其馈送给微处理器用于分析和随后控制机器人操纵器。

[0047] 手持构件可包括用以接收来自机器人操纵器的信号和为使用手持构件的使用者提供反馈的主推进器。这使得使用者能够感觉到在手术期间机器人操纵器对周围环境正在施加力。由于该附加的信息,使得操作更安全更快速。

[0048] 微处理器可包括用于映射控制器的读数的计算机,以及具有用于系统工作的所有相关线路的电路盒。微处理器读取在传感器中的来自控制器的旋转编码器的读数,然后使用软件程序缩放和驱动传动器中的各个主推进器的移动量。

[0049] 微处理器可包括电路盒以容纳系统的诸如放大器和电源之类的所有相关电路,并且保护它们免受外部元件影响和保证在运输期间其内的线路不受干扰以防止系统的任何线路错误。

[0050] 传动器可被设计成便于携带且体积小。

[0051] 手持构件可包括可连接至使用者手指的夹钳。具体而言,机器人操纵器可以通过所述夹钳被控制。这意味着使用者可以让他/她的手肘休息,以提高控制器的舒适度和方便易用性。控制器还可进一步包括被配置成承受使用者手臂以提供更大舒适度的扶手。

[0052] 手持构件可包括可调整以适合不同使用者的多个连接组件。连接组件的尺寸可以很小,以便于降低控制器的重量。平衡配重机构可被安置在合适的位置以保证在操作控制器时使用者感觉非常轻。并且,控制器的无磨损特性可忽略连接组件的重量,将有助于在进

行长时间操作时外科医生能有效地控制控制器。这将减轻使用者的疲劳。夹钳连接组件的根部的长度是可调整的。这使得在必要时可以机械地移动缩放。采用更简单和更少的连接组件也可减少视觉干扰。

[0053] 在控制器底部可以有两个不同颜色的踏板,以控制钩的烧灼和止血模式。当专注于工作且手忙于操作控制器时,外科医生通过用他的脚踩踏板控制切割动作可能更加方便。

[0054] 根据另一方面,本发明提供了一种用于可曲式内窥镜术的机器人系统,所述系统包括根据本发明的任一方面的机器人操纵器和根据本发明的任一方面的控制器。

[0055] 根据另一方面,本发明提供了一种可曲式内窥镜术的方法,该方法包括将根据本发明的任一方面的机器人操纵器插入人体的自然腔道内的步骤。

[0056] 根据一个方面,本发明提供了一种胃肠道相关疾病的治疗方法,该方法包括将根据本发明的任一方面的机器人操纵器插入人体的自然腔道内的步骤。

[0057] 根据另一方面,本发明提供了一种根据本发明的任一方面的用于治疗胃肠道相关疾病的机器人系统的使用方法。

[0058] 根据另一方面,本发明提供了一种预测机器人操纵器的末端的力和伸长度的方法,包括以下步骤:

[0059] (a) 从机器人操纵器的末端接收信息,其中所述信息允许测量/确定与机器人操纵器的末端的伸长度和力有关的特定参数,

[0060] (b) 分析所述参数以确定施加于控制器的力与施加于机器人末端的伸长度和力之间的具体等式;以及

[0061] (c) 在控制器中实现等式以预测施加于机器人操纵器的末端执行器的力。

[0062] 该方法可用于预测任何具有相对不变的套管形状的机器人臂的末端执行器的参数。这为将传感器放置于远离末端执行器的位置提供了附加的优点。这减小了末端执行器的惯性,且允许机器人操纵器在末端执行器的传感器将会失效的极端环境条件下工作。

[0063] 根据以下描述,明显地,本发明的优选实施例允许机器人操纵器操作和控制器操作的最佳使用,以利用可曲式内窥镜术中的这些部件的机动性和尺寸的优点,从而更有效、更准确地进行灵活的胃肠道相关手术。根据以下描述,这和其他相关优点对于本领域技术人员将是显而易见的。

附图说明

[0064] 现在将参考以下附图通过示例描述本发明的优选实施例:

[0065] 图 1 是机器人系统的示例性实施例的示意图(主从腔道内窥镜机器人;MASTER, Master And Slave Transluminal Endoscopic Robot);

[0066] 图 2 示出了电缆路由和套索传动之间区别的示意图;

[0067] 图 3 示出了套管的弯曲的图像;

[0068] 图 4 示出了已装有套管的外套管的示意图。

[0069] 图 5A 和 5B 示出了显示机器人操纵器的尺寸的示例性实施例的机器人操纵器的示意图;

[0070] 图 5C 是连接至内窥镜的示例性实施例的机器人操纵器的立体图;

- [0071] 图 6 示出了显示示例性实施例的机器人操纵器的自由度的立体图；
- [0072] 图 7 是指出关节和各个关节的参数的机器人操纵器的立体图；
- [0073] 图 8 是示例性实施例的机器人操纵器的分解图；
- [0074] 图 9 示出了与人的手臂从手腕到手肘在设计上相似的示例性实施例机器人操纵器的示意图；
- [0075] 图 10 示出了示例性实施例的机器人操纵器的工作空间的示意图；
- [0076] 图 11 是与图 1 中系统配套使用的示例性实施例的传动器的示意图；
- [0077] 图 12 是与图 1 中系统配套使用的示例性实施例的控制器的示意图；
- [0078] 图 13 是控制器在使用时的示例性实施例的平面图；
- [0079] 图 14 是示例性实施例的控制器的球窝关节的示意图；
- [0080] 图 15 是控制器的电路盒的示例性实施例的示意图；
- [0081] 图 16 示出了在膜下剥离手术 (ESD) 期间通过内窥镜观察到的图像；
- [0082] 图 17 是在猪身上连续一系列的五个 ESD 手术试验的粘膜下剥离时间的图形表示；
- [0083] 图 18 是所切除的胃部病变的图像；
- [0084] 图 19 是在抓取和切除过程中的离体测试的照片；
- [0085] 图 20 是绳索和套管的一小部分 dx 的模型；
- [0086] 图 21 是与通用套管相比简化了的套管的模型；
- [0087] 图 22 是 M_e 和 K 的图形表示；
- [0088] 图 23 示出了逐渐减小的 T_{in} 和分布在套管内的张力的图形表示；
- [0089] 图 24 示出了逐渐增加的 T_{in} 和分布在套管内的张力的图形表示；
- [0090] 图 25 示出了限制简单转动关节的动作的简化模型；
- [0091] 图 26 示出了研究拉伸和放松阶段的图形表示；
- [0092] 图 27 示出了实际力 / 伸长度与预测力 / 伸长度的结果的图形表示。

具体实施方式

[0093] 在图 1 所示的示例性实施例中, 机器人系统包括能够由内镜师 402, 或者在一助手 400 的帮助下操作的控制器 300。机器人系统还具有连接至控制器 300 的微处理器 500, 以控制病人 404 体内的机器人操纵器 100 的移动。该系统还进一步包括常规的内镜检查系统 406。

[0094] 机器人操纵器 100 包括被配置为耦合至内窥镜的柔性构件 (在优选的实施例中为套管中的绳索) 和连接至柔性构件且可通过柔性构件移动的臂。如下所述, 柔性构件具有连接至臂的第一末端和可连接至控制器的第二末端, 以允许臂的物理移动可通过控制器的物理移动控制。

[0095] 图 4 示出了由多组套管 112 中的绳索 110 构成柔性构件的示例性实施例。为了使内窥镜 406 和机器人系统易于插入, 外套管 111 可以首先通过食道插入。外套管紧紧地约束套管 112 和防止其弯曲。外套管 111 本身对手术机器人的应用而言是具有足够柔韧性的。

[0096] 图 5A 和 B 示出了机器人操纵器 100 的示例性实施例。机器人操纵器 100 可在所需数目的自由度 (DOFs, Degree Of Freedoms) 下操作以实时地在胃肠道中准确地重复内镜

师 402 的手和腕部的动作。机器人操纵器 100 包括被配置为耦连至内窥镜 406 的柔性构件 102；所述柔性构件的第一末端（进入病人体内）连接至臂 104a、104b，第二末端可连接至控制器（未示出）。为了避免对内窥镜师操作的干扰，柔性构件 102 的长度为 2m，比内窥镜长 0.5m。机器人操纵器 100 的示例性实施例具有两个臂 104a、104b。臂的一端连接至柔性构件 102，臂的另一端连接至末端执行器 103。臂 104a 的一端连接至夹钳 106 形态的末端执行器 103。臂 104b 的一端连接至钩 108 形态的末端执行器 103。

[0097] 图 5C 示出了耦连至内窥镜 406 的机器人操纵器 100 的示例性实施例。如前所述，柔性构件包括多组套管 112 中的绳索 110。

[0098] 内窥镜 406 具有能插入柔性构件 102 的工具通道（未示出），以驱动具有末端执行器 103 的机器人操纵器 100。内窥镜 406 被能够在监视器（未示出）中观察进展的内窥镜师 402 插入。当内窥镜 406 穿越到胃肠道内的有关区域，机器人操纵器 100 由内窥镜师 402 插入直到末端执行器 103 出现在内窥镜 406 的远端。然后内窥镜师 402 移动到控制器 300，并使用他的手指控制如下所述的符合人体工程学设计的机械控制器 300。整个机器人操纵器 100 被设计成足够小、足够纤细和柔韧以穿过双通道医用内窥镜 406 (GIF-2T160, 日本奥林巴斯医疗系统公司) 的工作通道，该内窥镜 406 连接至标准内窥镜影像系统 (EVIS EXERA II 通用平台, 日本奥林巴斯医疗系统公司)。

[0099] 理想地，该系统由内窥镜师和外科医生操作。前者将来回移动和操纵内窥镜，而后者将坐在控制器前以控制机器人操纵器。

[0100] 所示的示例性实施例的机器人操纵器 100 具有九个自由度（如图 6 中的箭头所示）并且类似于人的手臂（手肘到手腕）。具有两个臂 104a、104b 的机器人操纵器 100 通过附件 105 耦接至常规可曲式内窥镜 406 的远端，所述附件 105 耦连至所述远端并支撑臂 104a、104b。臂 104a、104b 与末端执行器 103 一起通过柔性构件 102 驱动，所述柔性构件 102 连接至位于近端（即，连接至传动器的端）的电机（未示出）。

[0101] 为了驱动一个自由度，需要两组反向工作的绳索 110 和套管 112 以实现一个关节的双向移动。两个绳索 110 和两个套管 112 电缆控制机器人操纵器的一个机动化自由度。在近端和远端，套管 112 将停止在各个自由度的基部的沉头孔中，而绳索 110 滑动穿过该沉头孔和滑轮或旋转体上的小孔。为了控制一个自由度，两个绳索 110 必须固定在具有线固定装置的机器人操纵器的滑轮侧。

[0102] 机器人操纵器的运动由迪纳维特哈坦伯格 (DH, Denavit-Hartenberg) 参数表示，其中关节配置和各个关节的参数分别由图 7 和表 1 描绘。此外，产生的齐次变换矩阵如下，其中 $c \theta_i = \cos(\theta_i)$, $s \theta_i = \sin(\theta_i)$ ：

[0103]

$$T := \begin{bmatrix} (-s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) c\theta_3 & -c\theta_1 s\theta_2 - s\theta_1 c\theta_2 & (-s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) s\theta_3 & (-c\theta_1 s\theta_2 - s\theta_1 c\theta_2) d_3 + c\theta_1 a_2 c\theta_2 - s\theta_1 a_2 s\theta_2 \\ (s\theta_1 c\theta_2 + c\theta_1 s\theta_2) c\theta_3 & -s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2 & (s\theta_1 c\theta_2 + c\theta_1 s\theta_2) s\theta_3 & (-s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) d_3 + s\theta_1 a_2 c\theta_2 + c\theta_1 a_2 s\theta_2 \\ -s\theta_3 & 0 & c\theta_3 & d_2 + d_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0104] 基于计算出的 DH 参数矩阵、各个连接和关节的参数，由机器人操纵器的两个臂形成的工作空间如图 10 所示。灰色空间是各个操纵器的顶端的工作空间。采用这样的设计，机器人可执行各种复杂的任务，且对内窥镜摄像机视图的阻挡最小。

[0105] 控制器的设计（如下所述）是拟人的且重复机器人操纵器的自由度。然而，整

个系统所能获得的工作空间依赖于如表 2 所示人的手臂的动作范围。所述工作空间通过从 -90° 到 90° 的关节移动的动作范围形成,虽然机器人操纵器的移动可以超出所述范围。

[0106]

关节 (i)	$\theta (i)$	$A(i-1)$	$a(i-1)$	$d(i)$
1	0	0	0	d_0
2	θ_1	0	0	0
3	θ_2	-90	a_2	d_2
4	θ_3	90	0	d_3

[0107] 表 1 :机器人操纵器的 DH 参数

[0108]

序号	动作	范围	
		机器人操纵器	控制器
1	平移	15mm	
2	打开/闭合	-45° 到 90°	-45° 到 45°
3	旋前/旋后	-90° 到 90°	-90° 到 90°
4	弯曲/伸展	-90° 到 90°	-90° 到 90°

[0109] 表 2 :控制器和机器人操纵器的动作的允许范围

[0110] 在表 3 中测量和总结了关节施加到末端执行器上的力。在弯曲 / 伸展关节上的最大抓取力大约为 5.20 牛顿,在手术期间足够夹住和抓取粘滑弹性组织。

[0111]

关节名	力 (牛顿)
打开 / 闭合	2.87
旋前 / 旋后	3.29
弯曲 / 伸展	5.20

[0112] 表 3 :末端执行器的关节施加的力

[0113] 图 8 示出了当末端执行器是钩和夹钳时构成机器人操纵器 100 的部件,以及图 7 示出了对应于图 5 和 6 的示例性机器人操纵器 100 的自由度。每个机器人操纵器 100 具有右臂和左臂基部。在左臂和右臂基部的关节提供了用于控制臂 104a、104b 平移的一个自由度,允许臂 104a、104b 大体上平行于内窥镜的纵轴向前和向后移动。各个机器人操纵器 100 的左臂和右臂基部像人的肘部,且具有两个正交的旋转打开关节。这些打开关节提供一个自由度,用于臂 104a、104b 的打开和闭合;臂 104a、104b 的打开是脱离内窥镜 406 的纵轴的

动作（未示出），以及臂 104a、104b 的闭合是使得臂 104a、104b 与内窥镜 406 的纵轴对齐的动作（未示出）。右臂基部和左臂基部由通过盖固定，所述盖由盖定位环紧固。两个正交的旋转打开关节通过 M1X3 螺栓各自独立地固定到左臂和右臂基部中的一个。进一步沿着机器人操纵器 100 的臂 104a 远离柔性构件（未示出）方向是将旋转基部连接至臂 104a 的打开关节的旋转基部定位环 122a。旋转基部被连接至夹钳基部。到这时臂 104a、104b 具有相似的结构，而位于臂 104a、104b 末端的末端执行器 103 可能有不同。如图所示，在臂 104a 上的末端执行器 103 固定有用于抓取组织的夹钳 106。另一末端执行器 103 的远端固定有能够用于进行单极烧灼和单极切割的钩 108。

[0114] 在图 5 和 6 的示例性机器人操纵器 100 中，一个臂 104a 的末端具有夹钳 106 以及另一臂 104b 的末端具有烧灼钩 108。臂 104a 的夹钳基部耦连至夹钳 106 并且通过夹钳止动销固定。夹钳定位销固定住距离柔性构件 102 最远的在夹钳 106 末端的齿尖 A 和齿尖 B。齿尖 A、齿尖 B 和夹钳 106 之间的关节，以及夹钳 106 和夹钳基部之间的关节分别提供用于齿尖 A 和齿尖 B 和夹钳 106 的弯曲和过伸的两个自由度。关节优选包括 $1 \times 3 \times 1$ 滚珠轴承。旋转基部提供用于夹钳 106 旋前 / 旋后的一个自由度。

[0115] 示例性的机器人操纵器 100 的另一臂 104b 具有通过钩基部和 $1 \times 3 \times 1$ 滚珠轴承耦连至烧灼钩 108 的臂 104b 的夹钳基部。滚珠轴承提供在夹钳基部的一个关节，提供用于烧灼钩 108 的弯曲和过伸的一个自由度。旋转基部提供用于烧灼钩 108 旋前 / 旋后的一个自由度。

[0116] 由此得出用于优选的两个臂的九个自由度如下：

[0117] i. 第一臂的前向和后向平移

[0118] ii. 第二臂的前向和后向平移

[0119] iii. 第一臂的打开和闭合

[0120] iv. 第二臂的打开和闭合

[0121] v. 第一臂的旋前和旋后

[0122] vi. 第二臂的旋前和旋后

[0123] vii. 第一臂的弯曲和过伸

[0124] viii. 第二臂的弯曲和过伸

[0125] ix. 第一臂的钳口的弯曲和过伸

[0126] 图 9 示出了与手臂从手腕到手肘在设计上相似的机器人操纵器 100。提供这种相似性的目的是简化机器人操纵器并使机器人操纵器更灵活地对病人进行治疗。这也可减少外科医生进行手术的疲惫，因为医生可以在平坦的表面上放松他的肩膀。

[0127] 图 10 可以看到机器人操纵器 100 的工作空间。所述工作空间通过简化为从 -90° 到 90° 的关节移动的范围形成，虽然机器人操纵器 100 的移动可以超出所述范围。

[0128] 图 11 中示出了传动器 200 的示例性实施例，其容纳有电机、传感器和其他所需的用以驱动机器人操纵器 100 的机电设备（未示出）。机器人操纵器 100 的一端通过柔性构件 102 固定到传动器 200。传动器 200 根据从控制器 300 接收到的信号对柔性构件 102 起作用。

[0129] 传动器 200 包括用于容纳电路盒和电机盒（未示出）的外壳。前者容纳有电源、传动器放大器和动作控制器互联器。后者用于容纳 DC 电机和套管塞，所述套管塞用于紧固

套管和绳索。传动器外壳包括用于七个机动化的自由度的七个电机和包括三个部件：用于紧固套管的前板，用于紧固传动器的侧板和用于紧固和控制绳索的旋转卷筒。所述卷筒连接至电机轴。所有的板被紧紧地限制在铝型材结构中，这允许当需要修理和检修时便于拆卸。传动器以紧凑的结构封装在一起以节约手术室中的空间。

[0130] 图 12 和 13 示出了控制器 300 的示例性实施例。控制器 300 包括两个手持构件 306a 和 306b。各个构件 306 被配置为由使用者使用以使机器人操纵器 100 发生移动。手持构件 306 包括提供与机器人操纵器 100 的自由度相对应的的自由度的关节。控制器包括微处理器 500，所述微处理器 500 被配置为监测手持构件 306 的动作、缩放所监测到的动作以适应机器人操纵器 100 和将信号发送至传动器 200 以控制连接至机器人操纵器 100 的柔性构件 102（未示出）。手持构件 306 包括用以接收来自机器人操纵器 100 的信号和用以将反馈提供给正在使用手持构件 306 的使用者 402 的主推进器（未示出）。手持构件 306 包括连接至使用者 402 的手指的夹钳 308。控制器 300 还包括被配置为承受使用者手臂的扶手 310。手持构件 306 包括可调整以适合不同使用者的多个连接组件 312。控制器 300 被置于外壳 302 中。从图 14 中的控制器 300 的设计可以看出，三个转动关节相交在一点，形成一个球窝关节。夹钳 308 的位置和方向可由所述三个关节确定。因此，控制器 300 的运动分析可仅在一个球窝关节上进行。

[0131] 内镜师 402 将他的手指放在手持构件 306 的手指连接组件 308 内并且可以自由地移动他的手腕和手指。通过视像系统，内镜师 402 将能够看见从内窥镜的远端伸出的机器人操纵器。机器人操纵器的移动将严格按照内镜师 402 如何操纵手持构件 306。手持构件 306 内嵌有感测内镜师的手腕和手指（手指的含义包括拇指）的方向的一组线性和旋转编码器。该信息被送入微处理器 500 以进一步处理。微处理器 500 处理所接收的数据，接着向传动器盒 200 发送指令以控制套索传动 102。根据力预测模型，控制器也通过传动器运行；传动器能够在两个可选择的自由度即打开和闭合关节上将力反馈提供给外科医生。设备 306 的一些或所有关节可连接至向内镜师手的移动施加阻力的电机。该机械特征使得内镜师在手术期间能够获得力反馈。照此，当末端执行器 103 接触到胃肠道壁时，内镜师可以“感觉到”胃肠道壁。手持构件 306 具有九个旋转自由度，并且所有角位移可通过旋转编码器感测到。

[0132] 根据本发明的系统包括如图 15 所示的微处理器 500，所述微处理器 500 包括用于映射控制器 300 的各个读数的计算机（未示出），以及电路盒 502，所述电路盒 502 包括用于系统工作的所有相关线路 504 如放大器和电源，并保护他们不受外界元件的影响。

[0133] 有关申请人的机器人系统的各种示例性实施例的系统、设备和方法与通用的可曲式内窥镜合作。因为外科手术通过自然腔道进行，有关申请人的机器人系统的系统、设备和方法可以进行被称为比微创手术更少创伤的“无孔手术”的手术。

[0134] 机器人系统可用于除胃肠道手术之外的手术。它可以被用于能够使用可曲式内窥镜进行的任何外科手术。这些手术包括阑尾切除手术（阑尾的切除）、胆囊的切除、输卵管结扎等等。机器人系统可为外科医生提供更好的灵巧性和可操纵性。

[0135] 示例

[0136] 示例 1

[0137] 各个在活的动物体内的 ESD 通过使用常规的内窥镜重复进行。主要观察指标是：

(i) 完成整个病变的膜下剥离所需要的时间, (ii) 剥离功效, (iii) 病变切除的完整性, 和 (iv) 是否存在胃壁穿孔。

[0138] 膜下剥离时间可定义为从启用内窥镜剥离手术器械到完成整个病变的切除的时间。剥离功效的评估是基于两个相关的任务部分 – 组织的抓取和切除的效率的得分 – 评分结构的范围从 0 到 2, 其中最低分“0”表示抓取 / 切除失败以及最高分“2”表示最有效率的抓取 / 切除。类似的, 病变切除的完整性的评分范围为 0-3, 其中“0”表示切除失败以及“3”表示将目标病变以一个整块完全切除。表 4 示出了详细的结构评分系统。打分由操作员给出并且立即记录。通过在埃尔朗根 (Erlangen) 模型中的空气漏气测试和在活的动物体内的内窥镜视像检测来检查胃壁的任何不慎穿孔的存在。

[0139]

剥离功效	分数
组织抓取	
组织抓取失败	0
能够抓取但不能施加组织牵引力	1
能够抓取并通过一定的拉力收回组织	2
组织切除	
在标准功率设置 (80W) 下组织完全没有被切除	0
在标准功率设置 (80W) 下超过 3 次尝试实现切除组织	1
在标准功率设置 (80W) 下不超过 3 次尝试实现切除组织	2
切除的完整性	
切除失败	0
病变以超过 3 块切除	1
病变以不超过 3 块切除	2
病变以 1 整块切除	3

[0140] 表 4: 用于评估剥离功效和切除完整性的结构评分系统

[0141] 为了手术, 机器人系统 (主从腔道内窥镜机器人 ;MASTER) 将连接至标准内窥镜平台 (EVIS EXERA II 通用平台, 日本奥林巴斯医疗系统公司) 的双通道医用内窥镜 (GIF-2T160, 日本奥林巴斯医疗系统公司) 与高清视像显示和实时视像记录功能整合在一起。附加的手术发电机调节和监测用于单极切除 (切除和止血) 的功率输出。手术通过符合人体工程学设计的易操纵的具有两个可活动的臂 (图 5) 的动作传感控制器进行。控制器内嵌有一组线性和旋转编码器。在操作时, 操作员只需将他 / 她的手腕和手指放入两个可活动的臂中并以他 / 她想直接操纵末端执行器相同的方式移动两个臂。操作员的动作通过一组传感器检测, 并转换成力信号以通过套索机制驱动操纵器和末端执行器。这允许操作员直观地远程控制手术。控制器和机器人操纵器都配备有九个旋转自由度。

[0142] 所使用的参照系统是具有例如绝缘头 (IT, Insulation-tipped) 电切刀 (日本奥

林巴斯医疗系统公司)和注射针等通用配件的标准常规医用内窥镜(GIF-2T160,日本奥林巴斯医疗系统公司)。

[0143] 使用五只埃尔朗根(Erlangen)猪胃和五头5-7个月大的猪,其中每只猪的重量约35kg,首先在埃尔朗根模型中进行ESD,然后使用本发明的机器人系统(MASTER)连续在每只活猪上进行ESD。为了对比的目的,使用常规内窥镜在相同的5头活猪上重复ESD手术。

[0144] 新鲜的猪胃被安装在特殊设计的解剖平台以模拟它在体内的正常位置。然后,标准的双通道医用内窥镜通过外套管被送入胃部并且胃部被注满生理盐水。使用IT电切刀,通过斑点烧灼的方法在胃部的贲门、腔和主体的粘膜上标记直径约为20mm的人造胃部病变。在ESD之前,所述每一个病变通过膜下注射40ml的生理盐水和2ml 0.04%的靛卡红的混合物被抬高。然后将常规的内窥镜移出并将安装有本发明的机器人系统的双通道医用内窥镜引入胃部。采用机器人夹钳夹住被抬高的病变,在病变区域外1cm的圆周处使用单极电烙钩(功率设置,80W)形成外围粘膜切口。一旦完成,使用夹钳提起粘膜瓣。当单极电烙钩被应用于从膜瓣下部以平行于肌肉层的方向通过粘膜下平面切割病变时,保持切割线的可视化。在一个单独横向方向上实施剥离直到完成并且全部病变被整块切除。在实验完成后,把空气吹入胃部以检测在ESD期间由于不慎穿孔而导致的泄漏。然后将胃部切开以检查病变切除的完整性。

[0145] 为了研究活的动物,在手术前的18小时不能给猪喂食。给动物注射镇静剂以为手术前做准备。通过肌肉注射20mg/kg氯胺酮和0.05mg/kg阿托品的麻醉剂混合物,接着静脉注射5%的异氟醚诱导麻醉。然后,动物被插入气管。接着用1-2%异氟醚进行全身麻醉。手术的整个过程中,以流速为2.0升/分钟的氧气给动物供氧,且每20分钟监测一次心率和SpO₂。

[0146] 与埃尔朗根模型一样,使用IT刀标记胃病变并且通过膜下注射40ml的生理盐水和1ml的靛卡红(40mg/5ml)的混合物将病变抬高。以与所描述的用于埃尔朗根模型的方法相似的方式进行ESD,且全部病变被整块切除并通过口腔取出。必要时,使用电烙钩(功率设置,60W)实现止血。在每个动物体内,使用常规的内窥镜在另一病变上重复实验,在这种情况下,通过内窥镜的辅助通道利用IT刀以进行剥离。手术之后,目测检查胃部是否有穿孔现象。一旦完成,根据IACUC规定的协议,对动物施行安乐死。

[0147] 数据采集和分析

[0148] 在实验期间,专门有一个助理记录所有相关任务的结果和时间。所收集的数据被输入Excel电子表格,然后使用简单的描述统计学方法分析数据。分别计算在埃尔朗根模型中和在活的动物体内剥离整个病变所花费的平均时间。使用简单的学生t检验,将MASTER所花费的平均剥离时间与常规的内窥镜方法所花费的平均剥离时间相比较。

[0149] 结果

[0150] 在对埃尔朗根猪胃模型的研究中,使用MASTER进行膜下剥离并不发生胃壁穿孔之后,位于胃部的贲门、腔或主体的总共15个胃病变以整块成功被切除。被切除的样本的平均尺寸为37.4×26.5mm。平均膜下剥离时间为23.9分钟(范围,7-48分钟)。在胃部的不同位置的病变的剥离时间之间没有显著差异(P=0.449)。

[0151] 在对五只活猪的试验中,MASTER平均花费16.2分钟(范围,3-29分钟)完成膜下剥离(图16)。对连续的五只动物的剥离时间按照它们进行的顺序分别为29、18、19、12、

3 分钟（图 17）。这与使用通过其辅助通道部署的 IT 刀的常规内窥镜系统所花费的 18.6 分钟（范围，9-34 分钟）的平均膜下剥离时间相类似（ $P = 0.708$ ）。使用常规方法对五个连续的动物进行 ESD 的剥离时间分别为 9、23、34、15、12 分钟。在所进行的两个系列的 ESD 中，所有病变都被有效地整块切除。由 MASTER 切除的样本的平均尺寸为 $37.2 \times 30.1\text{mm}$ ；由具有 IT 刀的常规内窥镜切除的样本的平均尺寸为 $32.78 \times 25.6\text{mm}$ 。在图 18 中示出了一取样样本。在两组动物实验中没有发生出血过多或胃壁穿孔。

[0152] 在使用 MASTER 进行的所有实验中，对机器人操纵器的控制容易地通过操作员操纵符合人体工程学设计的动作传感控制器实现。两个臂的三角测量法是易于实现的并且两个末端执行器的机器人协调是精确的。所有病变的整块切除容易通过功率设置为 80W 的机器人单极电烙钩切除完成，并且整个过程达到良好的切除效率（评分等级 2）。在所有情况下，操作员花费少于三次尝试进行胃粘膜下完整切除。机器人夹钳进行的抓取和收回拉力也同样好（评分等级 2）；在整个手术过程中，操作员能够使用一定的拉力抓取和收回组织。所有的手术操作是精确的；末端执行器的目标始终是准确的，并且没有发生诸如伤害到周边组织和血管之类的意外事件。

[0153] 这是第一次在活的动物体内用实验演示了 MASTER 如何能够减少在内窥镜手术中的一些基本技术限制以有利于执行具有技术挑战的腔内手术 ESD。通过在原有内窥镜模式周围建立符合人体工程学的人机界面引入对手术工具和任务的机器人控制，MASTER 体现了对内窥镜平台的结构突破。它将器械动作的控制与内窥镜动作的控制分开，以使得手术任务可通过第二操作员经由人机界面独立地执行。通过它，可独立控制部署在内窥镜中的器件，从而允许双手协调执行器以便于诸如组织的收回 / 暴露、牵引 / 对抗牵引、接近和剥离之类的动作。机器人技术增加了用于部署在内窥镜远端的内窥镜器件的移动性的自由度。通过机器人操纵器的操纵端的九个自由度，MASTER 允许操作员将所连接的执行器定位和朝向到空间中的任意点。这使得手术末端执行器能够实施三角测量法，这对于标准内窥镜平台是不可能的。通过主从系统，很大的力可被施加在作用点上，使得末端执行器能有效地操纵和剥离组织，如同本发明 ESD 手术中的膜下剥离。

[0154] 与独立的手术机器人相比，MASTER 由于其体积不大且被设计为适于任何标准的双通道内窥镜具有明显的优势。它最少仅需要两个操作员进行内窥镜手术，正如我们刚才所描述的 ESD 手术中那样。由于 MASTER 的精确性和有效性，整个 ESD 手术可以极具潜力地在非常短的时间内完成。虽然在此试验中，通过 MASTER 和通过具有 IT 刀的常规内窥镜所花费的平均膜下剥离时间没有显著差异，但是可以相信，一旦操作员更加熟悉 MASTER 的用法，MASTER 系统可以更好、更快地进行手术。这个用于内窥镜手术的 MASTER 的初步评估是受限的，因为操作员还需要时间完全掌握新设备的操作。本发明的手术结果仅反映学习曲线的早期。在本发明一系列的活的动物研究中，第一次剥离花费 29 分钟，但在最后一次或第五次手术中剥离时间随后降至 3 分钟。因为 MASTER 的操作是直观的，对于初学者掌握技术并不困难。因此，在内窥镜手术中它的使用执行不要求与常规内窥镜系统一样长的学习曲线。尽管这是 MASTER 的初步试验应用，但是没有发生对周围器官、组织或血管意外的损伤。

[0155] MASTER 对于例如 ESD 的复杂的腔内手术的有效和安全的执行是一个有前景的平台。可以预期，通过进一步的开发，诸如系统的改进、用于触觉和力反馈的触感技术的纳入，

以及适合的辅助设备和有用的可交换末端执行器的全套设备的加入,内窥镜手术系统的功能将大大改善并扩展到足以支持腔内和经腔的手术。

[0156] 示例 2

[0157] 在活的动物身上进行试验之前,MASTER 首先在移植的猪胃中进行试验。离体试验的目的在于测试系统的抓取和切除性能。夹钳必须提供足够的力以抓取和操纵组织,且钩必须能够在预期的组织位置上进行切除。该试验也建立了超过 20 年临床经验的内镜师和少于 5 年操纵控制器经验的外科医生之间的团队合作和协作精神。对移植的组织进行了 15 次训练的结果表明了系统在真正动物体内执行的可行性。

[0158] 选择肝脏楔形切除手术以测试系统进行 NOTES 的可行性。在有经验的内镜师和外科医生的帮助下,活体测试在新加坡国立大学医院的高级外科手术培训中心进行。使用控制器和机器人操纵器,通过 NOTES 手术操纵器被成功地用于在动物体内进行两个活体肝脏楔形切除。为了进行肝脏楔形切除,操纵器首先进行胃切开手术,其中从胃部形成切口以进入活猪的腹腔。一旦机器人在腹腔里,内镜师将控制内窥镜到达肝脏的一侧以进行肝脏楔形切除。然后,操纵器的夹钳夹住肝脏的边缘,同时电烙钩着手切除一片肝脏。在手术期间,夹钳需要紧紧抓住肝脏的边缘以提供用于有效烧灼切除的拉力。对于两个活体试验中的每一个,肝脏切除的过程花费大约 9 分钟。在进行肝脏楔形切除之后,仍然使用夹钳夹住被切除的组织,钩仍可以自由地在肝脏的新切除部分进行止血以阻止出血。接着外科医生将机器人从猪体内移除并取回楔形肝脏用于分析。取出的肝脏切片的尺寸如表 5 所示。由于严格的控制仅进行了两个试验,然而为了进一步证明该系统的性能,在未来将进行更多的动物试验。

[0159]		时间 (分钟)	长度 (mm)	宽度 (mm)
	猪 1	8.5	21	10
	猪 2	8.2	14	8

[0160] 表 5 :肝脏楔形切除的尺寸和所需时间

[0161] 进行了离体和活体试验。使用 MASTER 系统成功地进行了两个肝脏楔形切除手术。试验结果表明系统能够在 NOTES 的其他应用诸如阑尾和胆囊的切除之类中启用的可能性。

[0162] 在不久的将来,机器人操纵器的尺寸将进一步减小以在手术进行时能够更换末端执行器。力反馈将被估值并施加给其他的自由度。下一个挑战将是使用两对夹钳操纵器进行缝合和使用 MASTER 系统进行如胆囊切除手术和脾切除手术等更复杂的 NOTES 手术。

[0163] 示例 3

[0164] 为了能在 NOTES 中成功地应用 MASTER,进行了 ESD。使用机器人操纵器,进行密集的试验以证明机器人系统的可行性。在有经验的内镜师的帮助下,成功地在猪身上进行了 15 个离体 ESD、5 个活体 ESD 和 2 个活体 NOTES。在试验之前,外科医生用离体的猪胃进行练习以为 ESD 和 NOTES 确定必要的步骤。这也使得内镜师能够了解内窥镜和机器人的功能和局限。

[0165] 由于样机仅用于动物,机器人暂时使用肥皂、水和刷子彻底清洗,并随后再用于另外的试验。未来机器人操纵器可被设计成一次使用后即被丢弃的,以保证有效消毒以用于人类病人。

[0166] 使用 MASTER 的 ESD

[0167] 以下给出了用于机器人 ESD 的最后步骤。提供的图 16 是在一个 ESD 期间从内窥镜记录的真实视图。

[0168] 首先,内镜师需要用常规的内窥镜找到应当进行 ESD 的病变。当外科医生找出该病变时,他使用设置在凝聚模式的常规针刀标记肉的周围。这是为了保证内镜师和外科医生清楚做手术的部位以及不会切除过多或过少。

[0169] 接着,内镜师使用注射器向病变注射盐水以隔开肌肉和粘膜层。该过程是为了保证工具不过度切入肌肉层而导致病人受到过度伤害和出血。盐水还被亚甲蓝染色以在后续手术过程中得到更好的视像清晰度。

[0170] 在注射后,取出常规的内窥镜并用机器人操纵器取代。然后内镜师和外科医生设法对病变进行外围切割。使用机器人系统进行该切割以切割病变周围的完整圆周。这使得病变区域从周围松脱,因此更容易通过机器人操作。外围切割也保证了切割局限在所述区域内和不过度切入其它健康位置。

[0171] 为了该过程,内镜师和外科医生在使用电烧灼将钩刺进病变之前设法将钩定位在病变的略上方。一旦钩穿入,内镜师就移动内窥镜和钩以沿着病变的周围烧灼。在此期间,如有必要,外科医生需要改变钩的方向以便于外围切割。

[0172] 外围切割后,内镜师和外科医生需要检查病变以保证整个圆周的外围切割是彻底的。如果仍然存在与病变相连的位置,外科医生则设法用钩完成切割。该步骤是重要的,因为在病变上的任何剩余的突起都能导致后续步骤更加困难。

[0173] 在外围切割完成后,内镜师进行病变的实际移除。然后,机器人操纵器定位到病变的左上角并且用夹钳抓住病变。这使得在粘膜层下的肉暴露出来,并且钩能够继续烧灼去除病变。如果需要,内镜师可重新定位到另一位置以使机器人操纵器继续工作。外科医生继续烧灼直到整个病变从胃部切除。如果出现出血,钩能够作为止血器以封住血管。

[0174] 在上图中可以看到手术后该位置的视图。可以观察到胃部没有穿孔并且所标记的病变完全被移除。使用机器人系统成功地进行了 ESD 手术。

[0175] 下面表 6 和 7 示出了通过所述系统进行的十五个离体动物试验和五个活体动物试验的结果的总结。

[0176]

试验编号	剥离时间 (分钟)	组织尺寸 (mm)	
		长度	宽度
病变 1A	10	50	40
病变 1B	41	40	30
病变 1C	48	32	28
病变 2A	48	27	20
病变 2B	22	23	18
病变 2C	15	46	25
病变 3A	8	25	21
病变 3B	26	40	27
病变 3C	41	45	28
病变 4A	7	50	26
病变 4B	24	37	33
病变 4C	9	30	26
病变 5A	22	48	26
病变 5B	25	39	26
病变 5C	12	29	24

[0177] 表 6 :15 个离体 ESD 动物试验的结果

[0178]

	剥离时间 (分钟)	长度 (mm)	宽度
猪 1(常规)	14	29.1	22.2
猪 1(机器人)	40	38.6	25.2
猪 2(常规)	26	50.2	33.0
猪 2(机器人)	29	33	30
猪 3(常规)	34	34.7	32.9
猪 3(机器人)	19	42.8	25.7
猪 4(常规)	15	21.8	17.2
猪 4(机器人)	12	33.0	29.8

猪 5(常规)	12	28. 4	22. 9
猪 5(机器人)	3	28. 8	22. 9

[0179] 表 7 :5 个活体 ESD 动物试验的结果

[0180] 从结果显示,可以看出与常规方法相比最初操纵器花了更多时间进行 ESD。然而,在更多实践之后,手术的改进和内镜师与外科医生之间交流的增进,手术所花费的时间降至 3 分钟,相比而言,常规的 ESD 花费 12 分钟。病变的平均尺寸大约为 35. 24mm×26. 72mm。手术还表明了没有并发症、穿孔并且病变样本以整块取出。该研究在活猪身上进行,并且结果表明该方法是可行的且是对进行 ESD 的改进。

[0181] 使用 MASTER 的 NOTES

[0182] 机器人系统被用于在活猪身上进行肝脏楔形切除手术。在系统进入活猪的胃后,内镜师在使用机器人进行胃切开手术之前设法确定胃部的位置和方向。胃切开手术需要机器人切开一个穿过胃壁的孔以进入猪的腹腔。

[0183] 一旦系统在腹腔内,操纵器面向肝脏继而进行肝脏楔形切除手术。内镜师确定应当进行切除的位置。烧灼应当开始于接近肝脏的边缘而不是在该边缘处开始,以保证被切割的组织的顶端存在拉力。在该过程中,夹钳应该夹住肝脏的边缘以提供用于有效烧灼切除的拉力。然后,外科医生和内镜师设法烧灼肝脏直到只剩下顶部边缘和底部边缘。

[0184] 在确保中间的切除完成后,然后切除所述两个边缘。外科医生可以选择切除顶部边缘或底部边缘以完成肝脏切除。在第一次试验中,内镜师和外科医生选择在切离底部边缘之前首先移除顶部边缘。

[0185] 保持夹钳仍然夹住切下的楔形肝脏,接着钩继而进行肝脏表面的止血以停止出血。然后,外科医生将机器人从猪体内移除并取回楔形肝脏用于分析。而后可使用诸如止血夹等的常规的方法修补胃壁上的穿孔的切口。

[0186] 表 8 示出了两个 NOTES 试验的结果。切穿胃部、切除楔形肝脏和止血所花费的时间大约为 8-9 分钟。

[0187]

	时间 (分钟)	长度 (mm)	宽度 (mm)
猪 4(机器人)	8. 5	21	10
猪 5(机器人)	8. 2	14	8

[0188] 表 8 :肝脏楔形切除所花费的时间和尺寸的结果

[0189] 示例 4

[0190] 绳索和套管的张力研究

[0191] 从操纵器的动作完全由外科医生控制,所以从操纵器的动作没有自主性。因此,外科医生获取正确和必要信息以在执行任务中做出最佳决定极为重要。由于从二维图像观察深度的限制,外科医生不能判断从操纵器是否在向错误的位置过多地施压。

[0192] 为了补偿观察的深度损失,可以设想,力反馈可被用于将有关手术的有用信息返回给外科医生。然而,由于尺寸的限制,对于从操纵器来说在末端执行器连接即使最小型化

的精密的传感器也是不现实的。此外,传感器在介入手术前必须消毒。因此,提出了一种不需要在从操纵器上安装任何传感器的套索机制的力预测方法。该方法使用表征套索传动的理论模型以预测在传动的各个阶段的远端的力和伸长度。力预测方法需要一组安装在传动器外壳的外置传感器。传感器的输出读数可用于预测末端执行器所承受的力。力预测的结果用作在主控台的传动器的输入,以为外科医生提供力感应。因此,通过使用这种力预测方法,外科医生能够感觉从操纵器施加在周围的力。这保证外科医生不会对病人身体造成不必要的创伤,并且也保证机器人系统不会由于绳索上过度的张力发生故障。通过使用此力反馈系统,可以预期,外科医生能以更快、更安全和更协调的方式进行 NOTES 手术。

[0193] 在以下描述中,假设套管以等曲率半径弯曲,如图 20 所示。在我们的模型中, μ 是套管和绳索之间的摩擦系数, N 是套管施加在此单元长度内的绳索上的法向力, T 是绳索的张力, C 是套管承受的压力, T_{in} 是在套管的一端的张力, R 是绳索的弯曲半径, x 是从套管的外壳端到当前位置的纵坐标, F 是在此单元长度内的绳索和套管之间的摩擦力。为了简化模型,可假设 μ 为当绳索移动进入套管内时动力学摩擦并且是常数。

[0194] 利用与角度 $d\alpha$ 相对应的一小段 dx 绳索上的力平衡方程,有:

[0195] $Td\alpha = -N, d\alpha = dx/R, F = \mu N$ 和 $dT = F$

[0196] 因此得到

$$[0197] \quad \frac{dT}{dx} = \frac{\mu}{R} T$$

$$[0198] \quad T(x) = T_{in} e^{-\frac{\mu}{R}x} \quad (1)$$

[0199] 然后,力平衡方程被运用到套管上。由于绳索的力 N 和 F 与套管的力 N 和 F 互为反作用力,所以他们大小相等且方向相反。因为绳索的厚度接近套管的内径并且该套索的段非常小,所以假设绳索和套管的角度相等。因此有

$$[0200] \quad C = -T, dC = -dT \quad (2)$$

[0201] 在套管的近端所测量的压力与在绳索的相同端所测量到的张力相等。该结果容易通过实验验证。

[0202] 到目前为止,所提出的理论仅适用于在整个长度上具有一个固定曲率的套管和绳索,如图 21 所示。通常,套管可自由移动并且其整个长度的曲率是不同的。这被建模为具有 n 段的套管,各个段具有不同的曲率半径 R_1 到 R_n 并且具有距离外壳的位移 x_1 到 x_n 。在这种情况下,方程 (1) 变成

[0203]

$$T(x) = T_{in} \left(e^{-\frac{\mu}{R_1}x_1 - \frac{\mu}{R_2}(x_2 - x_1) - \frac{\mu}{R_{n-1}}(x_{n-1} - x_{n-2}) - \frac{\mu}{R_n}(x - x_{n-1})} \right) \quad (x_{n-1} < x < x_n) \quad (3)$$

[0204] 为了预测在套管末端的张力,表达式 (3) 可被简化为

$$[0205] \quad T_{out} = T_{in} e^{-K} \quad (4)$$

[0206] 其中, $K = \mu \left(\frac{x_1}{R_1} + \frac{x_2 - x_1}{R_2} + \dots + \frac{x_n - x_{n-1}}{R_n} \right)$ 表示套管和绳索之间的有效摩擦。要重点注意的是,如果套管不改变它的形状,则 K 是常量。虽然无法确定 x_i 和 R_i ,但是如下所述有一种利用该方程的方法。

[0207] 另一相关参数是在一定的力下的套索系统的伸长度。该研究首先运用于具有固定的弯曲半径的套管作为通用套管。使用 e 作为绳索的伸长度以及 E 作为绳索和套管的结合

硬度。

$$[0208] \quad e(x) = \frac{T(x)}{E} \quad (5)$$

[0209] 其中, 绳索张力随 x 而变化。为了获得总伸长度, 等式 (5) 必须对套索系统的长度积分, 因此得到

$$[0210] \quad e_{total} = \frac{1}{E} \int_0^x T_{in} e^{-\frac{\mu}{R}x} dx \quad (6)$$

[0211] 这实际上是将张力分布 T 曲线下方的面积除以常量 E 。解析解为

$$[0212] \quad e_{total} = \frac{T_{in}R}{E\mu} \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R}x}\right) \quad (7)$$

[0213] 另一表达式为

$$[0214] \quad e_{total} = \frac{R}{E\mu} (T_{in} - T_{out}) \quad (8)$$

[0215] T_{out} 是绳索在末端执行器所承受的张力。该结果与现有技术略有不同, 主要有两个原因。第一, 不需要预张力。第二, 它不假设力在套管内是均匀分布的。当系统被使用时, 它以零或低预张力开始。在这种情况下, 两个传动器被用于控制一个自由度, 而不是传统的每个自由度一个传动器。这也简化了问题模型, 因为在任何给定时间仅一个绳索受到张力。

[0216] 当绳索和套管具有恒定的弯曲半径时, 则使用以上推导过程。如果套管被建模为具有 n 段, 各个段具有不同的曲率半径 R_1 到 R_n 和各个段具有位移 x_1 到 x_n , 那么

$$[0217] \quad e_{o1} = \frac{R_1}{E\mu} (T_{in} - T_{o1})$$

[0218]

$$e_{total} = \frac{T_{in}R}{E\mu} \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R}x}\right) \quad (x=x_1) \quad (9)$$

[0219] 其中, e_{o1} 是 $x = x_1$ 时的伸长度, T_{o1} 是 $x = x_1$ 时的张力。同样地

$$[0220] \quad e_{total} = \frac{T_{in}}{E\mu} \left[R_1 \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_1}x_1}\right) + R_2 e^{-\frac{\mu}{R_1}x_1} \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_2}(x_2-x_1)}\right) \right] \quad (x=x_2)$$

[0221] ...

[0222]

$$e_{total} = \frac{T_{in}}{E\mu} \left[R_1 \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_1}x_1}\right) + \sum_{i=2}^n R_i e^{-\mu \sum_{j=1}^{i-1} \frac{x_{j-1}-x_{j-2}}{R_{j-1}}} \left(1 - e^{-\mu \frac{x_i-x_{i-1}}{R_i}}\right) \right] \quad (x=x_n) \quad (10)$$

$$[0223] \quad e_{total} = M_e T_{in} \quad (11)$$

$$[0224] \quad \text{其中 } M_e = \frac{1}{E\mu} \left[R_1 \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_1}x_1}\right) + \sum_{i=2}^n R_i e^{-\mu \sum_{j=1}^{i-1} \frac{x_{j-1}-x_{j-2}}{R_{j-1}}} \left(1 - e^{-\mu \frac{x_i-x_{i-1}}{R_i}}\right) \right], \text{ 其中 } M_e \text{ 表}$$

示套索系统的有效伸长度常量。如果绳索和套管的形状保持不变, 那么它是常数。

[0225] 在图 22 中表示了 K 和 M_e 与 T_{in} 的关系。实线曲线表示通用套管在 T_{in} 处的实际张力分布。虚线表示随着位移 x 的增加由等式 (4) 得到的近似解。 M_e 的值与实线曲线下的面积成比例并且它表示套管的形变。在实验装置部分, 详细地讨论了求得 K 和 M_e 的方法。应该注意到只需要对两个末端的力的值进行控制。

[0226] 通过将原始曲率近似为由 K 表征的值, M_e 和 K 之间的关系可以通过将 $T_{in}e^{-Kx}$ 下部

的面积与 $1/E$ 相乘求值获取。

$$[0227] \quad M_e T_{in} = \frac{T_{in} L}{EK} (1 - e^{-K}) \quad (12)$$

$$[0228] \quad e^{-K} = -\frac{M_e E}{L} K + 1 \quad (13)$$

[0229] 可以看出, M_e 和 K 是相互依赖的并且 M_e 的值足够接近 K , 反之亦然。E 是绳索的杨氏模量 (Young's Modulus) 或硬度, 因此同样不考虑形状。等式 (13) 没有容易获得的求解方法并且必须使用诸如牛顿法 (Newton-Raphson) 或黄金分割方法之类的数值方法。

[0230] 然而, 仅当系统承受拉力的阶段, 这个结果是相关的。在绳索被拉动后刚刚被释放的情况下, 系统不会立刻进入放松阶段。它经历了从拉伸到放松的过渡阶段。图 23 示出了随着外壳应力的逐渐降低, 套管内的张力分布。 T_{in} 减小的第一个影响是套管内张力的减小, 但是末端执行器处的张力不受影响。假设 X' 是套管内张力最大处距离近端的距离。随着 T_{in} 的减小, X' 向离近端更远方向和离末端执行器更近方向移动。仅当 X' 到达套索的末端时, T_{out} 才开始减小。这称为套索系统所谓的“后冲”。

[0231] 在过渡阶段, 如图 23 所示 T_{out} 保持不变直到 T_{in} 减小到 T_{in5} 。因此

$$[0232] \quad T_{out} = T_{in0} e^{-K} \quad (14)$$

[0233] 其中 T_{in0} 是在开始松开之前外壳中所记录的张力的最大值。

[0234] 与张力不同, 伸长度在过渡期间是变化的。张力分布曲线下的面积与绳索和套管的伸长度成比例并且它经历了相关的变化。面积的改变可观察在图 23 的阴影图形。

[0235] 在过渡阶段的绳索的伸长度可分两步推导。第一, 计算位移 X' 。第二步是计算在曲线的阴影区 A 和 B 的伸长度。为了实现该步骤, 我们利用通过 K 近似的曲率。

[0236] 使用 L 作为整个套管的长度。

$$[0237] \quad T_{in} e^{\frac{K}{L} X'} = T_{in0} e^{-\frac{K}{L} X'} \quad (15)$$

$$[0238] \quad X' = \frac{L}{2K} \ln \frac{T_{in0}}{T_{in}} \quad (16)$$

[0239] 当 $X' = L$ 时, $T_{in} = T_{in0} e^{-2K}$ 为在 T_{out} 减小之前必须放松的外壳侧张力的力。该值可被在线计算和使用, 以推断系统是否仍然在后冲区域内工作。

[0240] 现提出一种从图 23 的区域 A 计算伸长度的方法。使用 A 作为从 $x = 0$ 到 $x = X'$ 的张力分布下的面积,

$$[0241] \quad \text{Area } A = \int_0^{X'} e^{-\frac{K}{L} x} dx$$

$$[0242] \quad \text{Area } A = \frac{L}{K} \left(1 - e^{-\frac{K}{L} X'} \right) \quad (17)$$

[0243] 与等式 (6) 的推导相类似, 区域 A 下的伸长度由曲线的面积乘以 A 内最大的张力再除以 E 给出。在这种情况下, 在 A 内的最大张力为 $T_{in} e^{\frac{K}{L} X'}$ 。得到的等式为

$$[0244] \quad e_A \approx \frac{T_{in} L e^{\frac{K}{L} X'}}{EK} \left(1 - e^{-\frac{K}{L} X'} \right) \quad (18)$$

[0245] 由区域 B 产生的伸长度与从 $x = X'$ 到 $x = L$ 的曲线下方的面积成比例。

$$[0246] \quad Area B = \frac{L}{K} \left(1 - e^{-\frac{K}{L}(L-X')} \right)$$

$$[0247] \quad e_B \approx \frac{T_{in} L e^{\frac{K}{L} X'}}{EK} \left(1 - e^{-K \left(1 - \frac{X'}{L} \right)} \right) \quad (19)$$

[0248] 两个区域结合的伸长度为

$$[0249] \quad e_{total} \approx \frac{T_{in} L}{EK} \left(2e^{\frac{K}{L} X'} - 1 - e^{\left(-K + \frac{2KX'}{L} \right)} \right) \quad (20)$$

[0250] 通过将 $X' = \frac{L}{2K} \ln \frac{T_{in0}}{T_{in}}$ 代入上面等式, 我们得到

$$[0251] \quad e_{total} \approx \left(2\sqrt{T_{in0} T_{in}} - T_{in} - T_{in0} e^{-K} \right) \quad (21)$$

[0252] 放松阶段

[0253] 如果在过渡阶段后 T_{in} 继续减小, 套索进入放松阶段。随着 T_{in} 减小, T_{out} 也开始减小。推导末端操纵器的力和伸长度的方法是通过将“拉动”的一侧从外壳侧替换为末端操纵器侧。因此,

$$[0254] \quad T_{out} = T_{in0} e^K \quad (22)$$

$$[0255] \quad e_{out} = M_e T_{in} e^K \quad (23)$$

[0256] 放松到拉伸阶段

[0257] 与拉伸到放松的过渡相类似, 在末端执行器的张力在整个阶段保持不变。

$$[0258] \quad T_{out} = T_{in0} e^{-K} \quad (24)$$

[0259] 其中, T_{in0} 是在开始拉紧之前在外壳侧所记录的张力的最小值。求得绳索和套管的形变的步骤与从拉伸到放松的过渡阶段相同。下面示出伸长度的最终等式。

$$[0260] \quad e_{total} \approx \frac{L}{EK} \left(T_{in} - 2\sqrt{T_{in} T_{in0}} + T_{in0} e^K \right) \quad (25)$$

[0261] 随着该等式的成立, 可以求得如图 24 所示当系统使用时所有不同阶段的在末端执行器的力与绳索和套管的伸长度。

[0262] 实验装置

[0263] 在外壳或近端, 配置有两个福尔哈伯 (Faulhaber) 2642W024CR DC 伺服电机, 每个电机具有一个 30/1S 134 : 1 比例的齿轮头。用于控制一个 DOF 的两根绳索分别安装在两个传动器上。这些传动器被设置到位置控制档并且它们中的每一个使用连接至传动器的旋转光学编码器 HEDS-5540 A14 以测量角位移。具有齿轮头的编码器的组合分辨率是 67000 行每转。在末端执行器侧或远端, 另一传动器运行在扭矩控制档。它的主要目的是模拟末端执行器可以施加到外界的负载。它也具有连接至传动器的相同旋转编码器以测量系统的移动量。在中部, 使用两组绳索和套管配以一个用于防止弯曲的外套管。使用环形测压传感器 (donut shaped load cells) LW-1020 从接口测量系统两端的力。虽然它们测量的是套管所受到的压力而不是来自绳索的张力, 但是结果与测量相同端的张力相似, 如等式 (2) 所示。绳索的弹性模量必须预先从供应商或通过简单的硬性测试测量获得。使用的绳索为长度约两米的旭金属 (Asahi) 公司的 0.27mm 7×7 具有特氟龙 (Teflon) 涂层的钢丝绳, 而

套管为外径 0.8mm、内径 0.36mm 的长度为 2m 的 Acetone 公司的扁平线圈。绳索和套管的弯曲半径约为 30cm。

[0264] 使用用于单个 DOF 的两个传动器的基本原理是保证在给定时间内仅一个绳索提供张力,剩下的起相反作用的绳索是松弛的。这提供了来自绳索的最大可能力,由于它不必抵抗另一个拉紧的起相反作用的绳索。

[0265] 用于预测的必要步骤

[0266] 在末端操纵器到达指定工作的位置后,绳索和套管的总体形状是固定的。于是,实验过程如下:第一,有必要确定套管的这个特定形状的 K 和 M_e 值。为此,需要初始化。在自由度一端的传动器拉动绳索的一端直到操纵器到达它的运动终点。该终点是指在关节的一侧进一步拉动绳索将不会改变旋转角,如图 25 所示。关于在自由度另一侧的传动器,它必须最小化拉力以防止对初始化过程的干扰。这是可能的因为它由单独的传动器控制,并且它可以读取在其一侧的测压传感器,从而相应地决定是拉动还是放松绳索。

[0267] 即使当远端的关节达到其运动的极限,在拉动侧的传动器仍可继续拉动近端的绳索。这个所拉动的长度仅可直接来自套管内绳索的形变。使用公式 (11), $M_e = \frac{d_{out}}{r_{in}}$,

[0268] e_{out} 可从编码器的读数获得,而 T_{in} 是从在近端拉动侧的测压传感器获得的力。接着可从初始化过程求得 M_e 值。使用公式 (13), K 值可使用诸如牛顿法 (Newton Raphson) 之类的数值方法求得。通过这两个值,可以容易地对在远端的伸长度和力求近似,因为在远端的伸长度和力是 T_{in} 的简单函数。这也可重复用于 DOF 的相反方向,以获得 M_e 和 K 的特定值。在初始化期间,使用者必须保证机器人操纵器不触碰周围环境的任何物体或壁。在初始化后,使用者可开始按需使用 MASTER 并且可使用获得的 K 和 M_e 的值计算在末端执行器的力和伸长度。

[0269] 对于常量 K 和 M_e 的使用做出了一个假设。在系统到达位置后,使用者不再来回移动系统并且套管的形状可假设是固定的。只有那样,才可以使用常量 K 和 M_e 而不产生很大误差。使用者可以随时改变系统的位置,但是机器人系统要求在每个改变后迅速初始化。

[0270] 然后,通过对远端的传动器的扭矩控制或使远端顶在硬的物体或弹簧上测试系统。以下示出了当机器人操纵器顶在硬的不变形的物体上时的结果。

[0271] 首先,初始化装置以获得 K 和 M_e 。然后,用如图 26 所示的三个分布图进行试验。在第一分布图中,传动器拉动绳索直到它达到在外壳上的约 20 牛顿的极限力。在第二阶段,绳索在外壳侧被放松至约 5 牛顿;而在第三阶段,绳索被再次拉伸回 20 牛顿。这后两阶段测试拉伸到放松、放松、放松到拉伸以及拉伸阶段并且用实际读数检查近似值。在图中,在顶部的曲线是来自外壳的测压传感器的读数,而在下面的虚线是来自末端执行器的测压传感器的读数。

[0272] 如图 27 所示,将末端执行器的力与预测的力进行对比。结果分成三个阶段。在上面的图形是实际对预测的末端执行器的力的曲线图,下面的图形是实际对预测的伸长度的曲线图。实线是实际传感值,而虚线是预测值。对于该实验,最大全面误差约为 7%,而对于伸长度,最大全面误差约为 3%。力的读数的更高误差是由于将求得的 M_e 值然后用于推导 K 。总的来说,平均全面误差小于 2%。

[0273] 虽然该方法能够感测伸长度和末端执行器的力,但是它仅可应用于在初始化后套管的形状有微小改变或没有改变的情况。套管形状改变越大,预测的结果越差。如果怀疑

套管的形状有大的改变,则建议重新初始化系统以获取更新的 M_0 和 K 值。如果在套管上的作用力经常位移,则不应当使用该方法。然而,如果该作用不是决定性的且不要求高精度,那么可以容许在使用期间套管形状有小的改变。

[0274] 在末端执行器所预测的力已经是关节所承受的结合力。因此,它可以直接被缩放给控制器而不需要任何进一步的计算或转换。

[0275] 虽然已在上述描述中描述了本发明的优选实施例,本领域技术人员应当理解,可对设计、结构和 / 或操作的细节做出许多变化而不背离本发明。

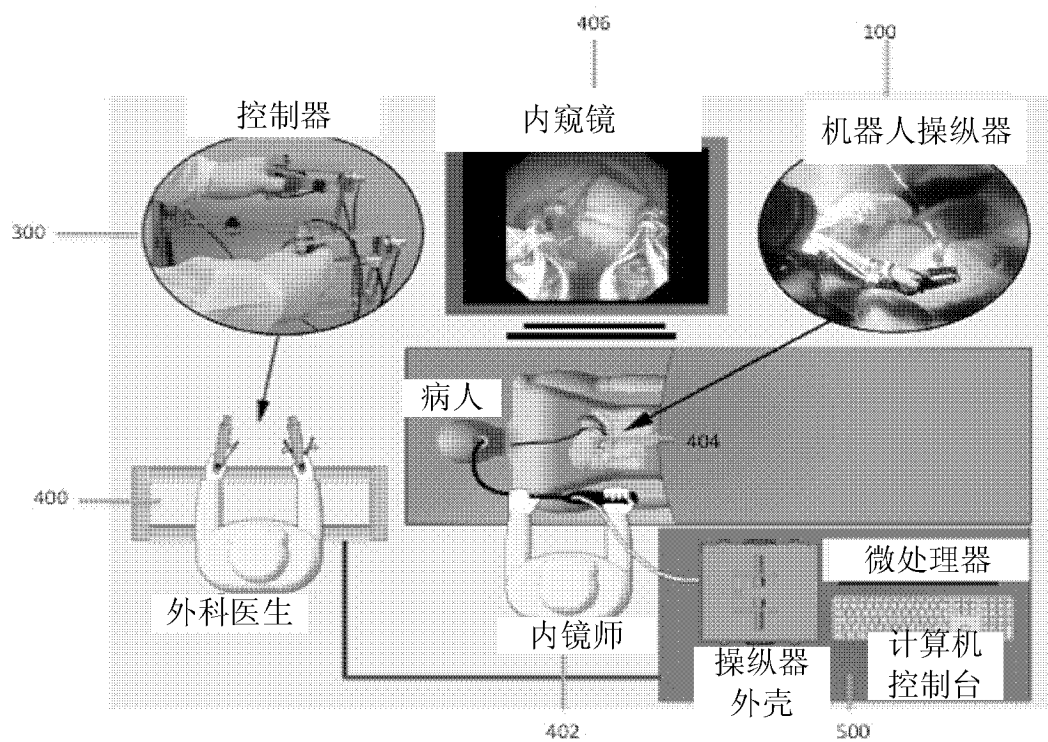


图 1

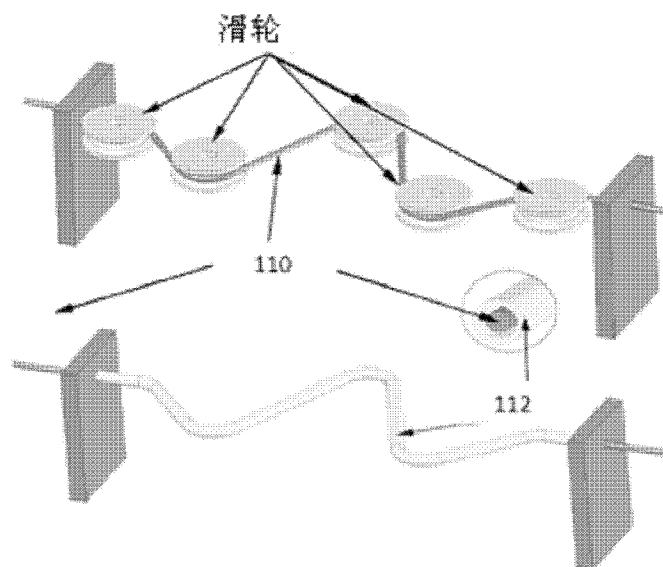


图 2

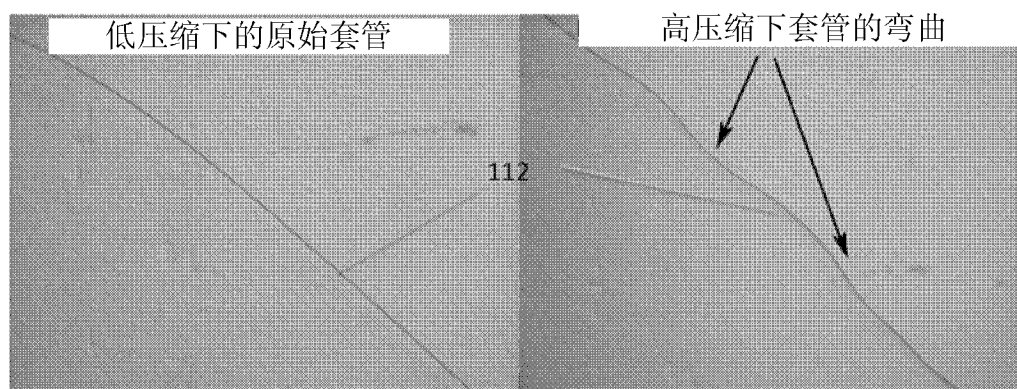


图 3

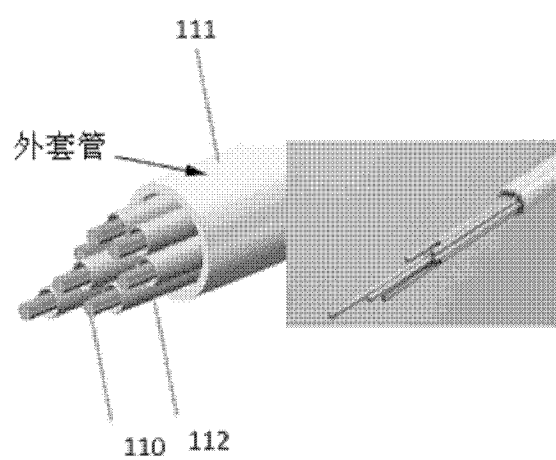


图 4

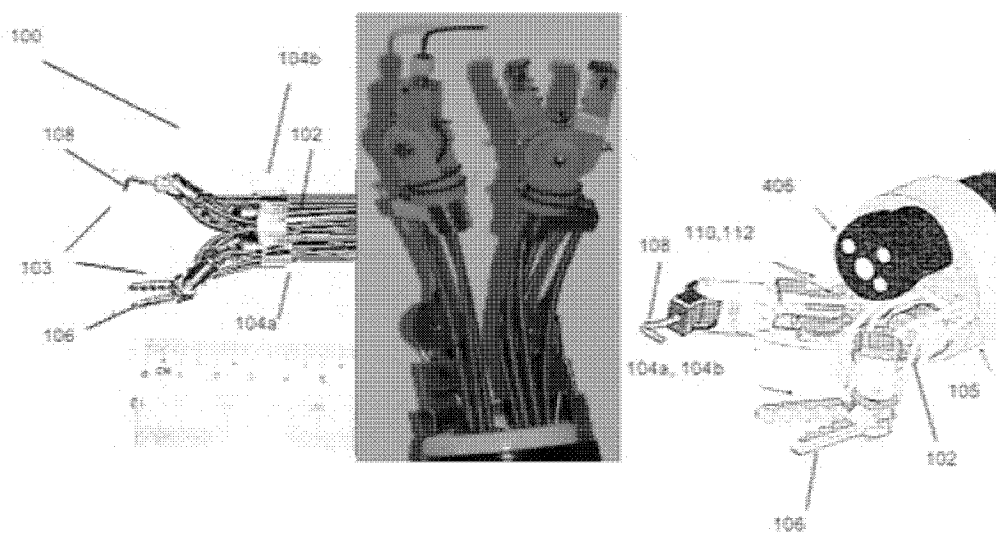


图 5

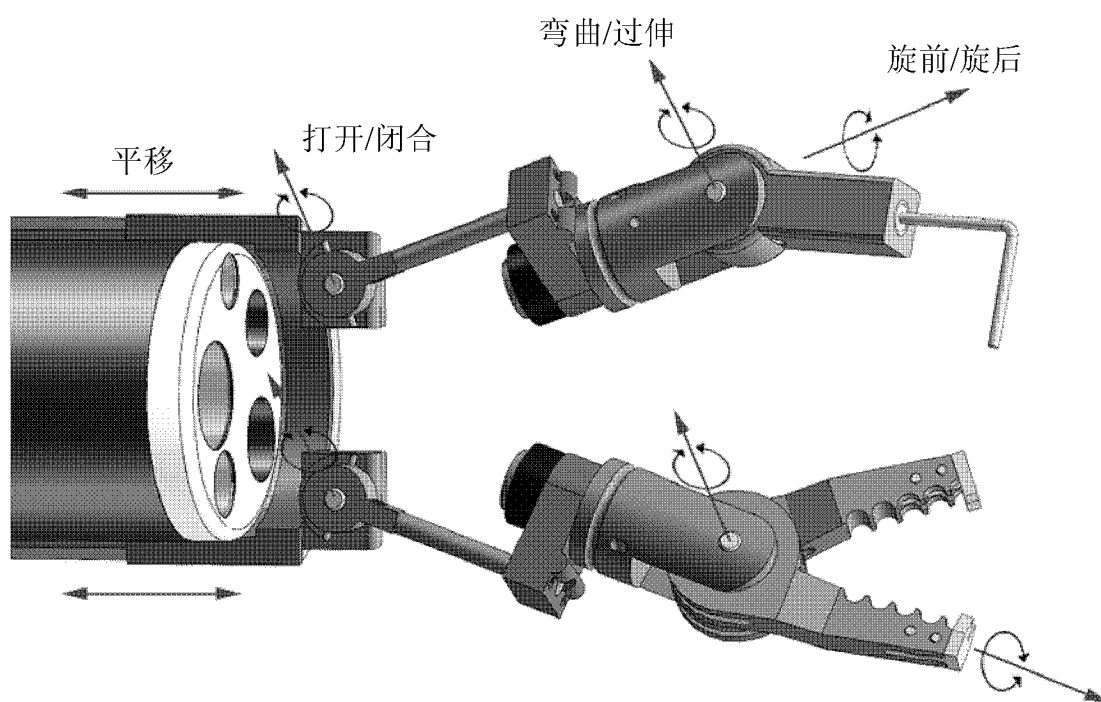


图 6

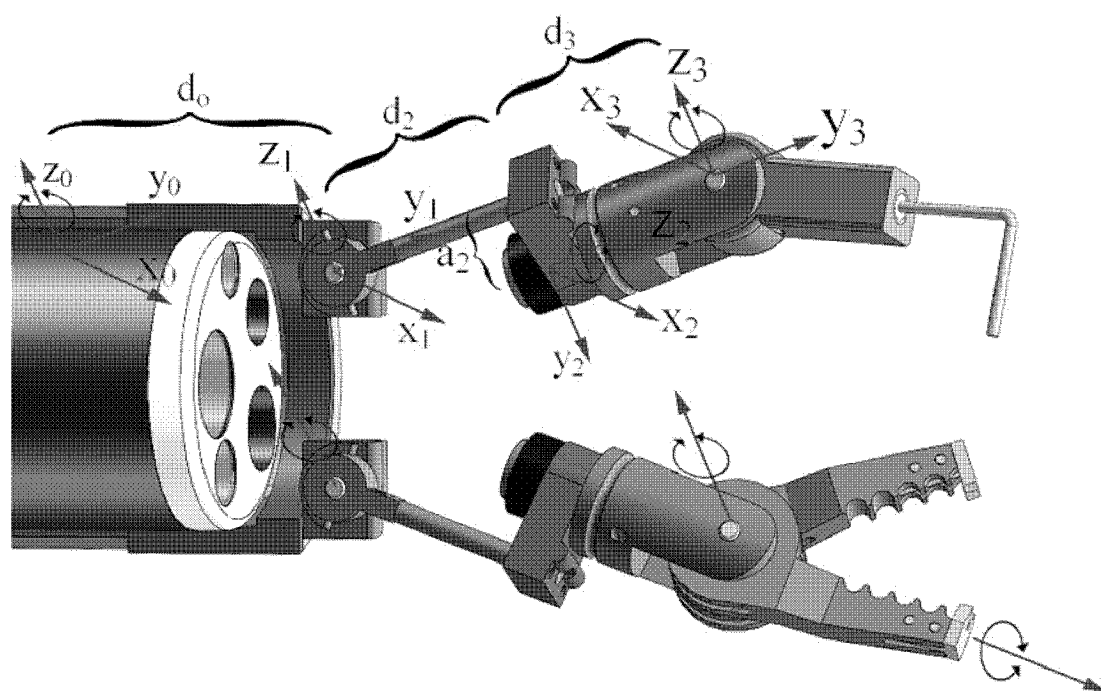


图 7

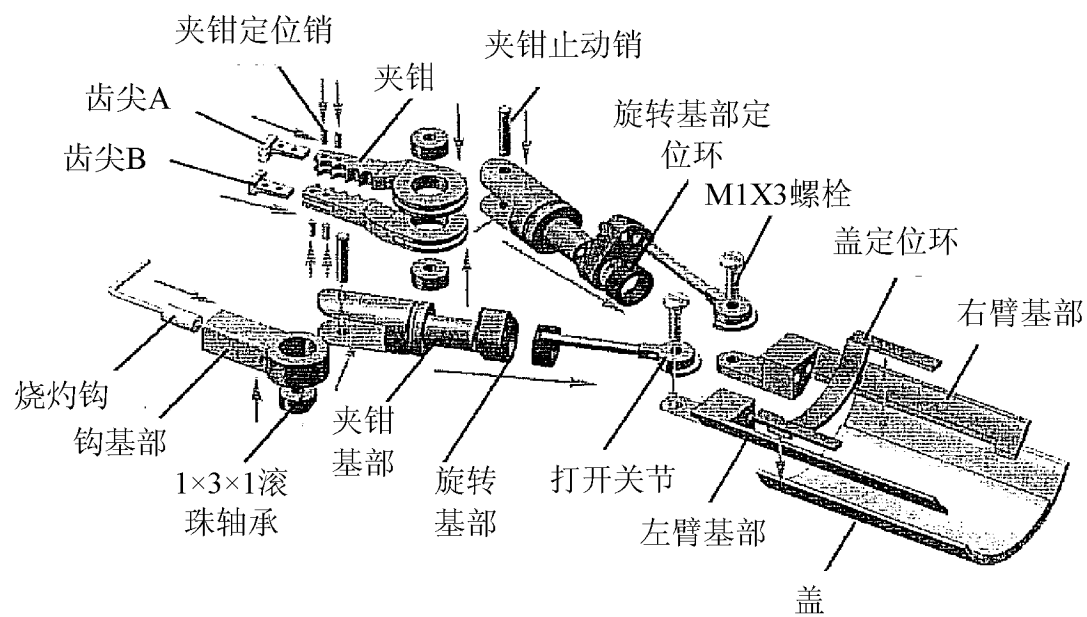


图 8

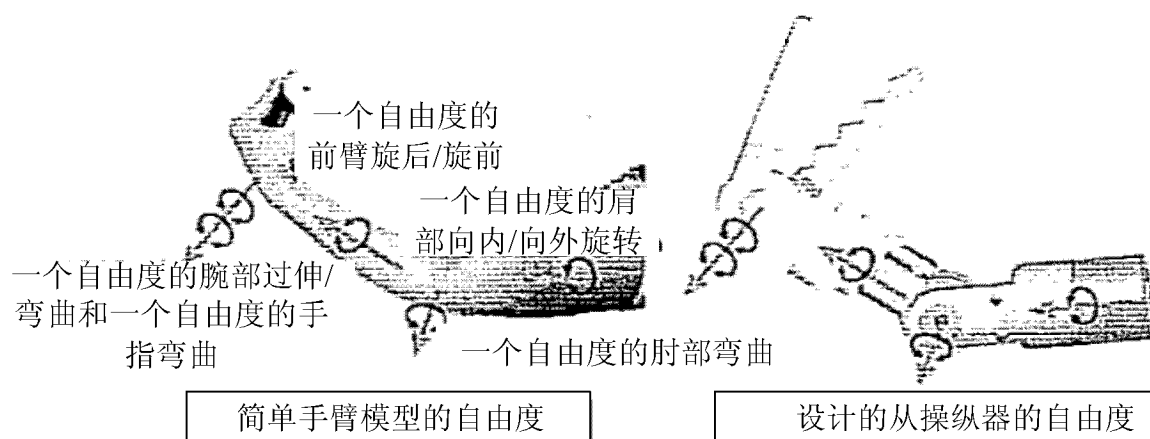


图 9

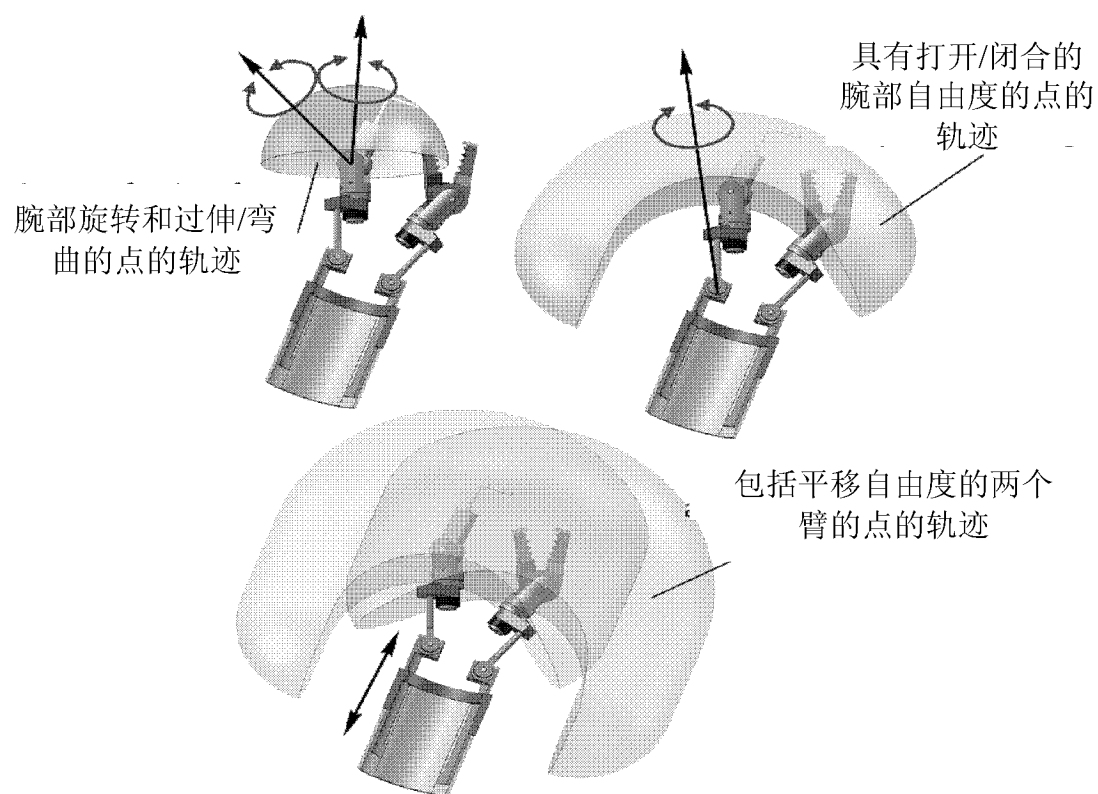


图 10

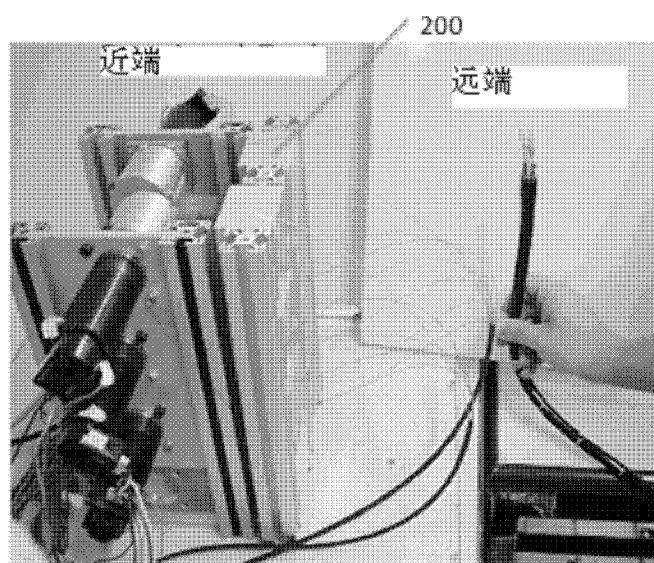


图 11

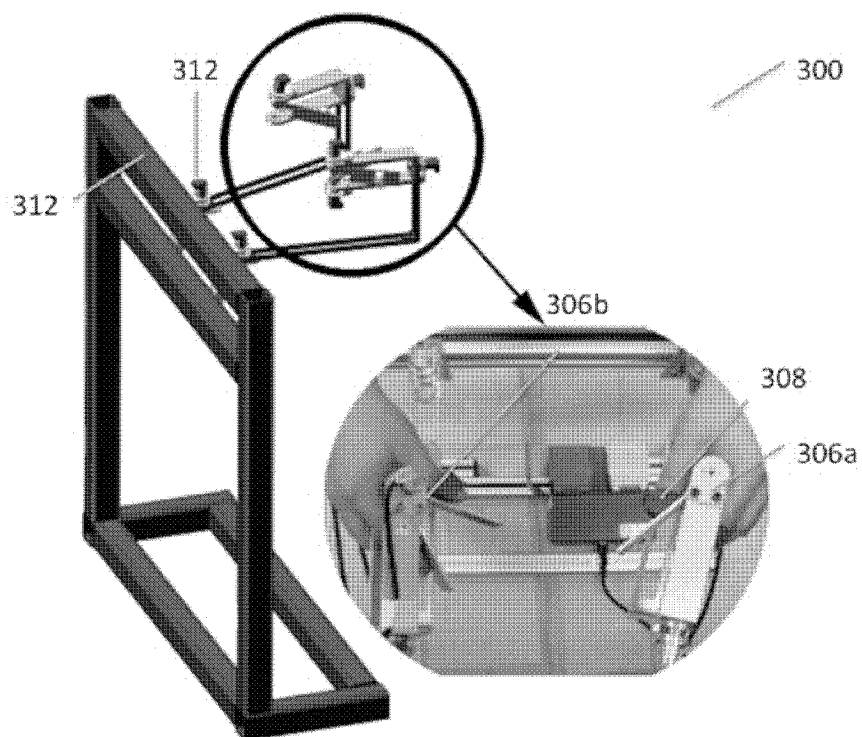


图 12

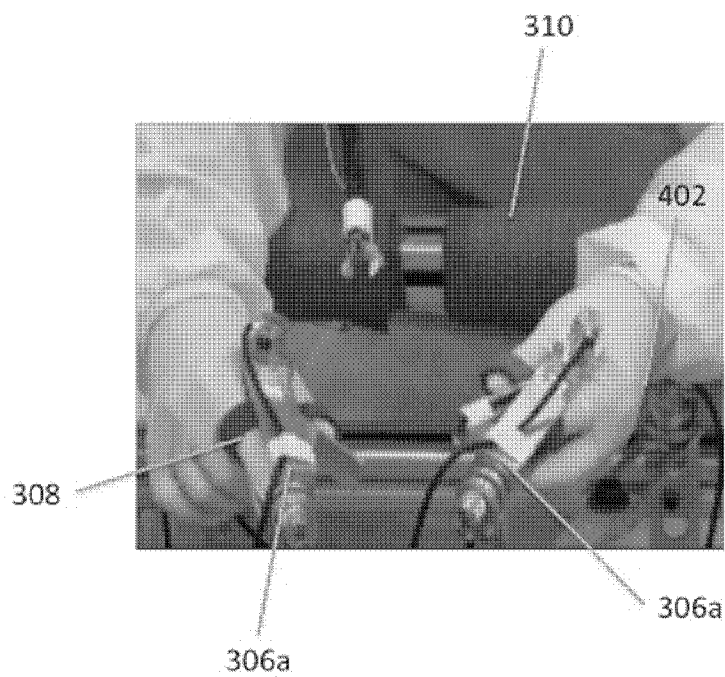


图 13

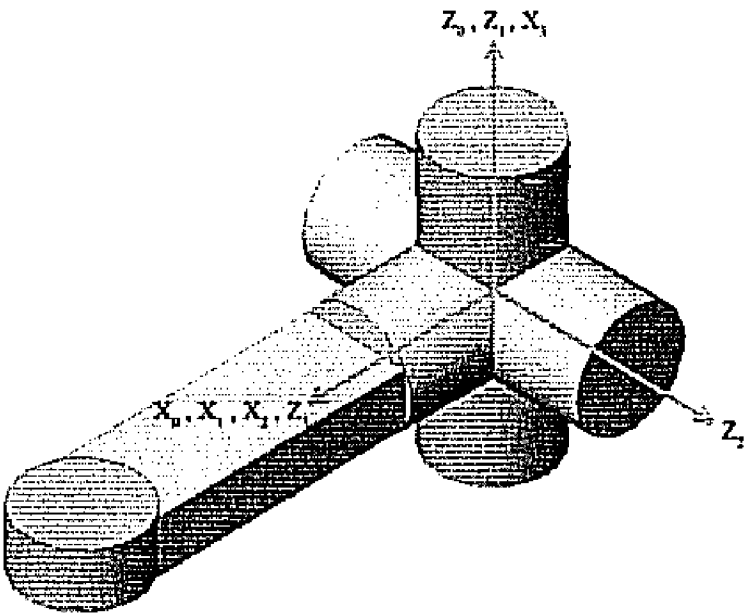


图 14

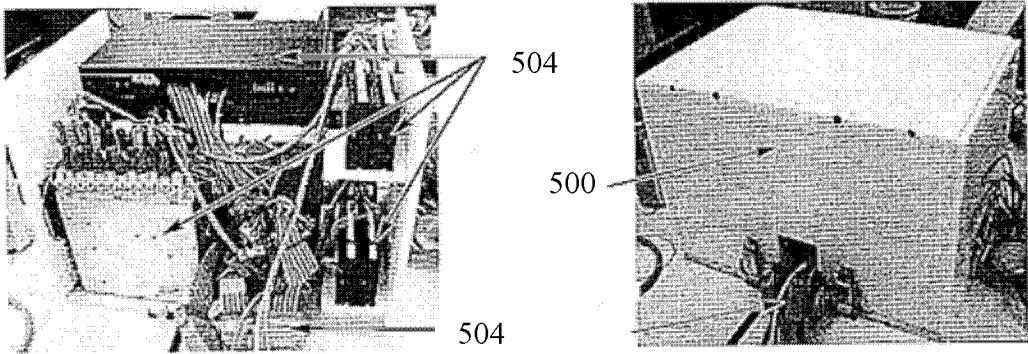


图 15

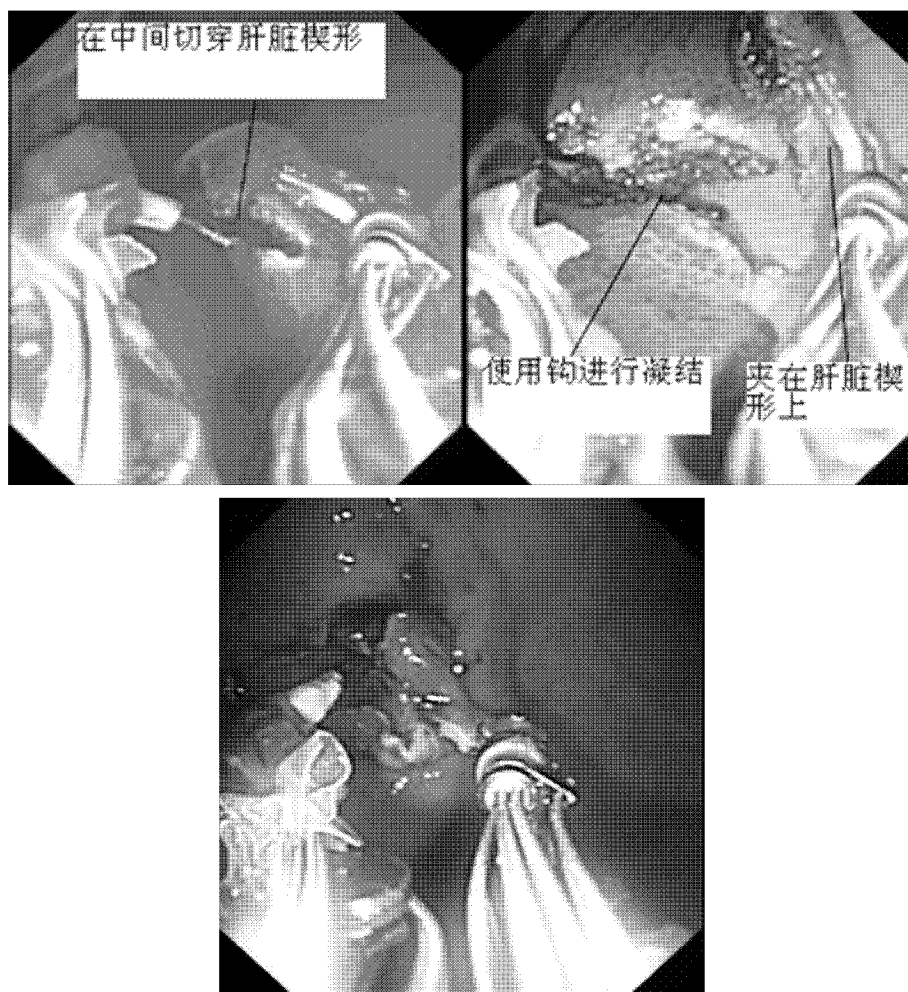


图 16

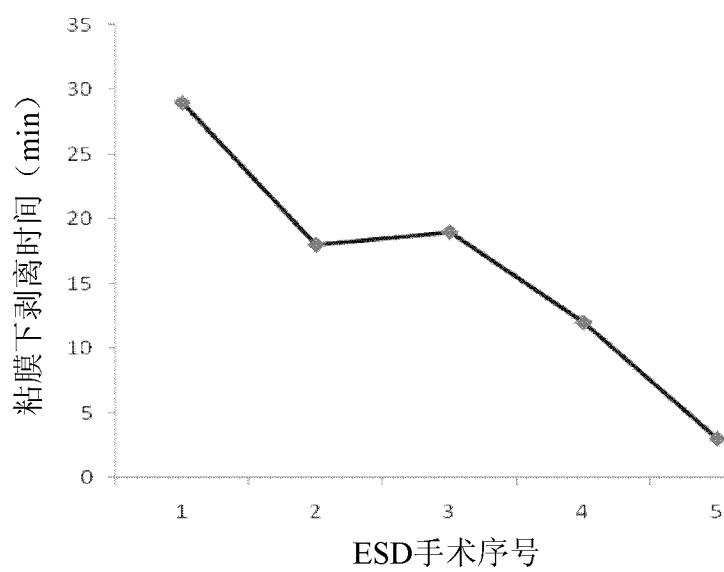


图 17

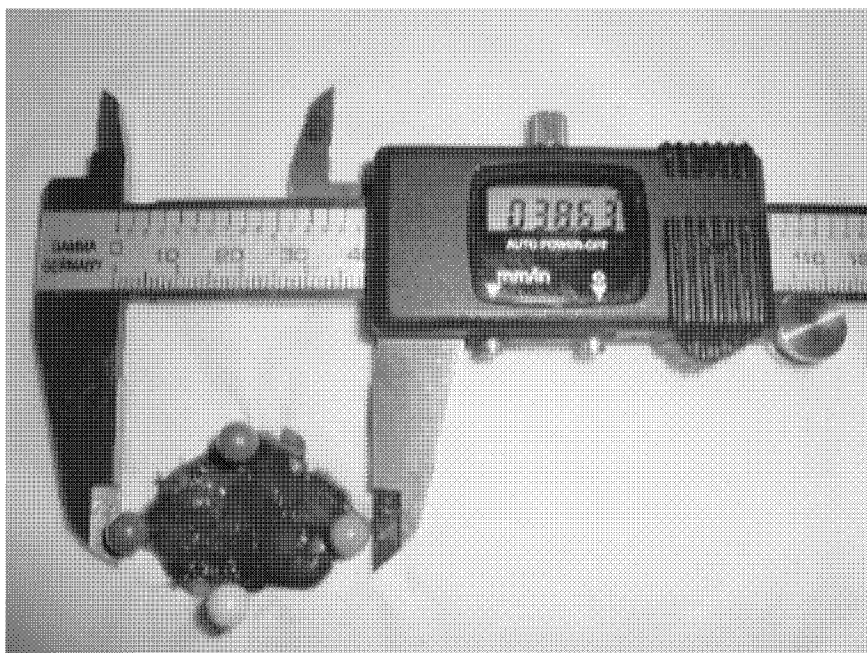


图 18



图 19

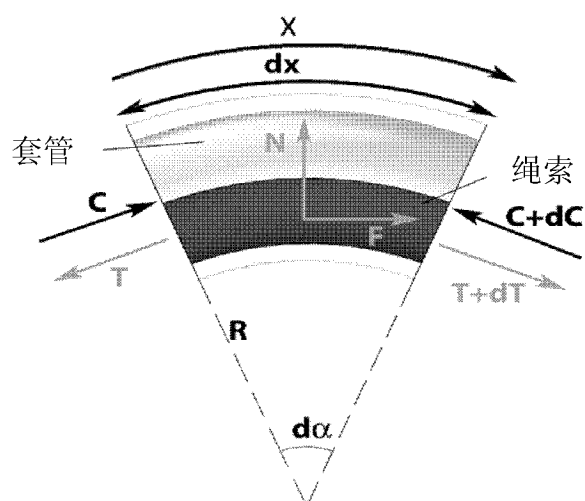


图 20

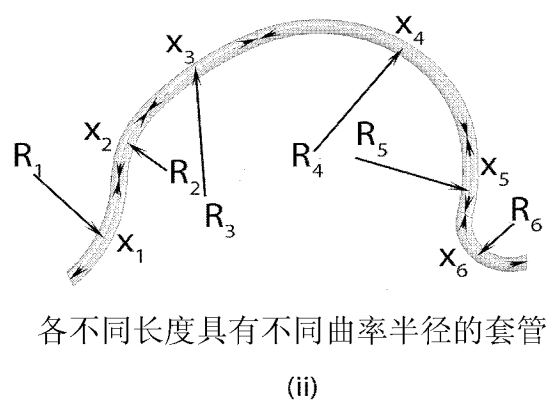
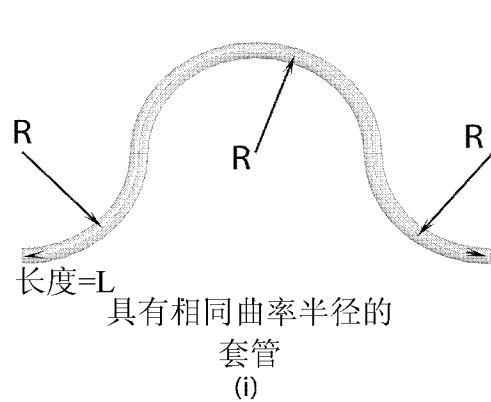


图 21

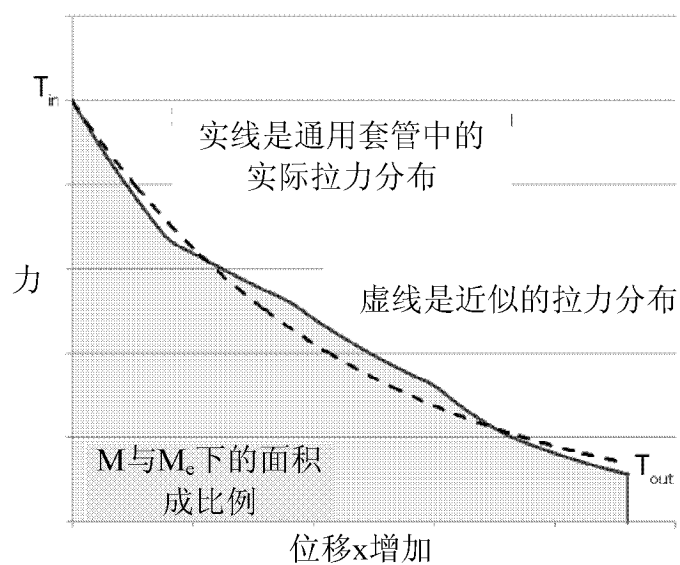


图 22

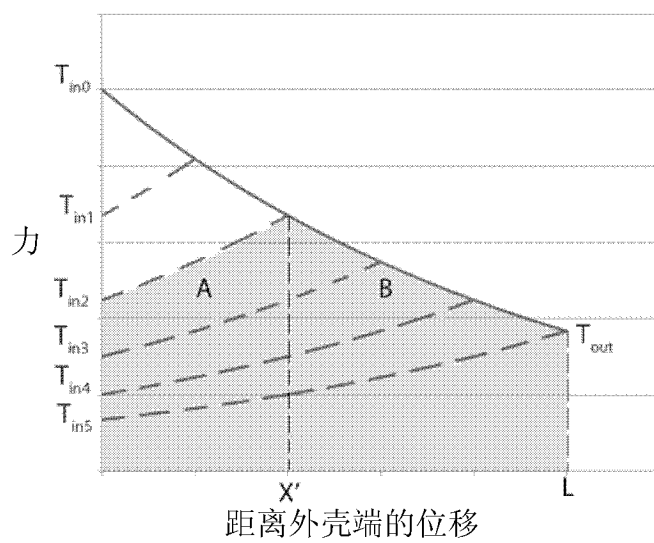


图 23

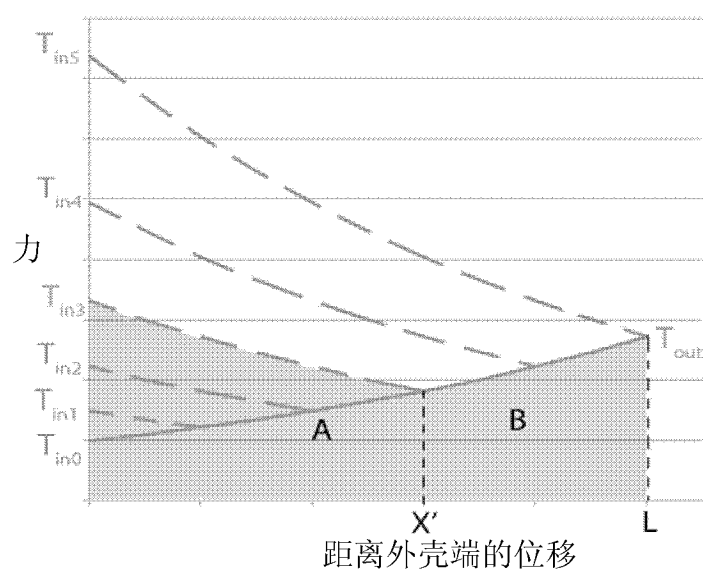


图 24

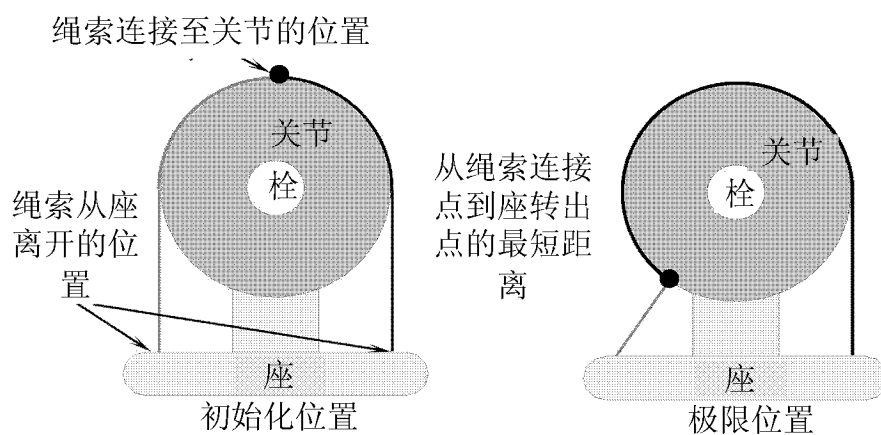


图 25

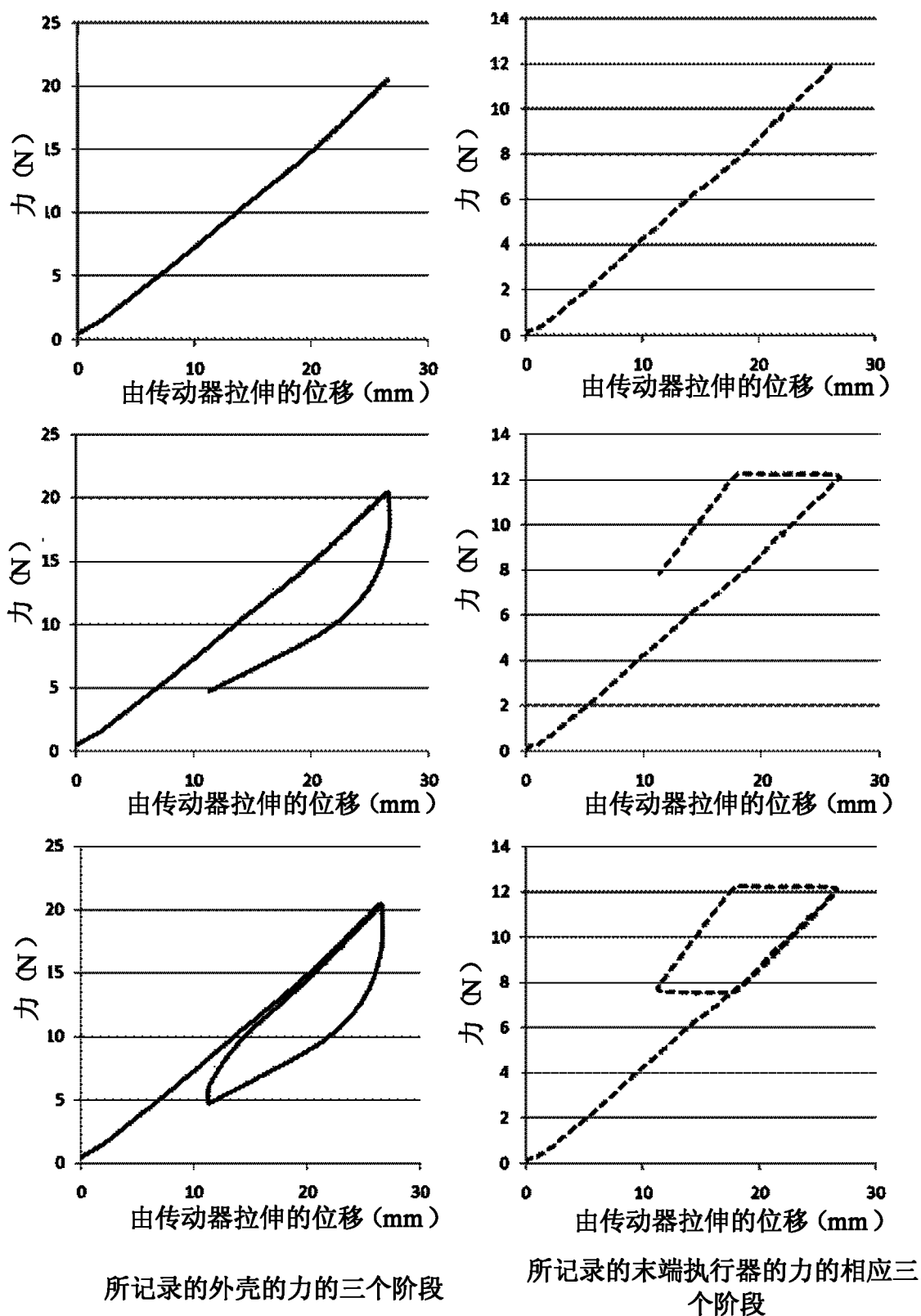


图 26

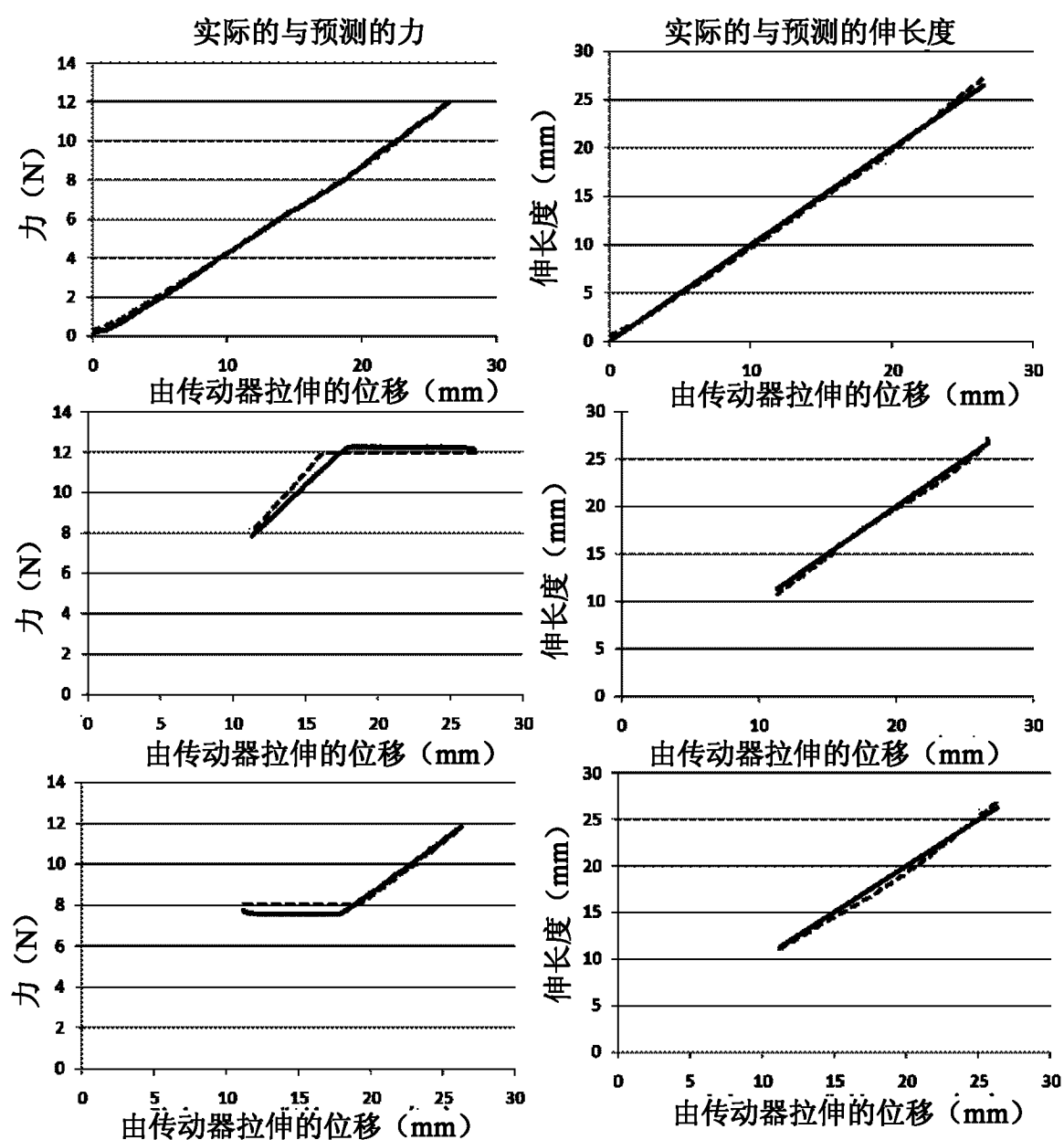


图 27

专利名称(译)	用于可曲式内窥镜术的机器人系统		
公开(公告)号	CN102802551A	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	CN201080029916.X	申请日	2010-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	南洋理工大学 新加坡国立大学		
申请(专利权)人(译)	南洋理工大学 新加坡国立大学		
当前申请(专利权)人(译)	南洋理工大学 新加坡国立大学		
[标]发明人	SJL彭 SC洛 KY霍 SC钟		
发明人	S·J·L·彭 S·C·洛 K·Y·霍 S·C·钟		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 A61B17/00 B25J3/04 B25J11/00		
CPC分类号	A61B1/00147 A61B2017/00296 A61B2019/2223 A61B19/2203 A61B2017/00278 A61B2017/00292 A61B2018/1495 A61B2019/2296 A61B18/14 A61B2017/2906 A61B2019/464 A61B2019/2211 A61B2018/1422 A61B2017/2929 A61B34/30 A61B34/37 A61B34/77 A61B2034/301 A61B2090/064 Y10S901/34		
代理人(译)	郑玮		
优先权	61/182556 2009-05-29 US		
其他公开文献	CN102802551B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于可曲式内窥镜术的机器人操纵器(100)、控制器(300)和系统，其中操纵器(100)包括柔性构件，被配置为耦连至一内窥镜；以及臂，连接至柔性构件且可随着柔性构件移动；其中，柔性构件具有一第一末端连接至所述臂，以及一第二末端，可连接至一控制器(300)以允许所述臂的物理移动可通过控制器(300)的物理移动控制。

