



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108433814 B

(45)授权公告日 2019.12.24

(21)申请号 201810218810.2

(22)申请日 2018.03.16

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108433814 A

(43)申请公布日 2018.08.24

(73)专利权人 微创(上海)医疗机器人有限公司

地址 201203 上海市浦东新区张江高科技
园区牛顿路501号

(72)发明人 夏玉辉 何超 李涛 王家寅
师云雷

(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 王仙子

(51)Int.Cl.

A61B 34/37(2016.01)

(56)对比文件

CN 107009363 A,2017.08.04,

CN 107049492 A,2017.08.18,

CN 107028663 A,2017.08.11,

CN 106041926 A,2016.10.26,

CN 106625653 A,2017.05.10,

CN 102274077 A,2011.12.14,

审查员 曾宪章

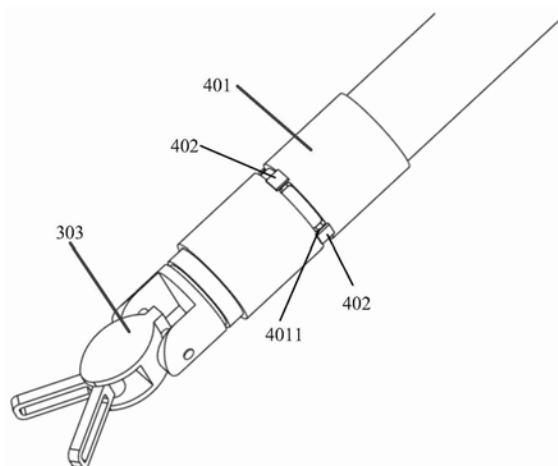
权利要求书4页 说明书15页 附图6页

(54)发明名称

手术机器人系统及其手术器械

(57)摘要

本发明提供了一种手术机器人系统及其手术器械,有助于提升手术器械末端的接触力测量的精度和准确性。所述手术器械包括机械结构、套管和力传感器,所述机械结构包括器械杆与器械杆末端连接的末端执行器;所述套管固定或可拆卸套接于器械杆的末端;所述力传感器包括敏感元件和与敏感元件连接的外围测量模块,所述敏感元件设置于套管上用于获取套管的变形信息;所述外围测量模块根据敏感元件获取的变形信息,获得敏感元件测量得到的应力,并根据所述敏感元件测量得到的应力、敏感元件的位置以及敏感元件的敏感轴方向,获得套管受到的器械杆对其作用力的等效合力以及作用力的等效力矩,进而获得手术器械的末端执行器受到的接触力。



1. 一种手术器械,包括机械结构、套管和力传感器,其特征在于,
所述机械结构包括器械杆以及与所述器械杆的末端连接的末端执行器;
所述套管固定或可拆卸套接于所述器械杆的末端;
所述力传感器包括敏感元件以及与所述敏感元件连接的外围测量模块,所述敏感元件设置于所述套管上,用于获取所述套管的变形信息;
所述外围测量模块根据所述敏感元件获取的变形信息,获得所述敏感元件测量得到的应力,并根据所述敏感元件测量得到的应力、所述敏感元件的位置以及所述敏感元件的敏感轴方向,获得所述套管受到的所述器械杆对其作用力的等效合力以及所述作用力的等效力矩,进而获得所述手术器械的末端执行器受到的接触力。
2. 如权利要求1所述的手术器械,其特征在于,所述套管具有封闭的镂空结构,所述镂空结构包含多个柔顺结构,用于连接位于所述镂空结构上侧部分的套管和位于镂空结构下侧部分的套管;
所述敏感元件置于所述柔顺结构上,用于测量所述柔顺结构的应力。
3. 如权利要求2所述的手术器械,其特征在于,所述柔顺结构的弹性模量不大于所述器械杆的弹性模量。
4. 如权利要求2所述的手术器械,其特征在于,所述柔顺结构包括内表面、外表面和侧面,所述敏感元件设置于所述柔顺结构的内表面、外表面或侧面上。
5. 如权利要求2所述的手术器械,其特征在于,所述镂空结构设置于所述套管的轴向中部位置。
6. 如权利要求1所述的手术器械,其特征在于,所述敏感元件的敏感轴被布置为平行于所述套管的轴向或垂直于所述套管的轴向。
7. 如权利要求1所述的手术器械,其特征在于,所述套管通过粘结、过盈配合或插接方式与所述器械杆的末端固定套接。
8. 如权利要求1所述的手术器械,其特征在于,所述套管通过螺纹连接、锁扣连接或卡扣连接方式与所述器械杆的末端可拆卸套接。
9. 如权利要求1所述的手术器械,其特征在于,所述套管的一端与所述器械杆的末端平齐。
10. 如权利要求1所述的手术器械,其特征在于,所述外围测量模块包括依次连接的数据采集单元、信号调理单元和解算输出单元;所述数据采集单元用于获取所述敏感元件输出的信号,所述信号调理单元用于对所述敏感元件输出的信号进行调理,所述解算输出单元用于对经过调理的信号进行分析计算,以获得所述末端执行器受到的接触力。
11. 如权利要求2所述的手术器械,其特征在于,所述敏感元件测量得到的应力大小为:
$$f_i = g(\varepsilon_i) = k \cdot \varepsilon_i + f(\varepsilon_i) \quad i = 1, 2, \dots, n$$

其中, i 表示第 i 个敏感元件, f_i 表示第 i 个敏感元件所测量得到的应力大小; ε_i 表示在第 i 个敏感元件处的所述柔顺结构沿第 i 个敏感元件的敏感轴方向所产生的应变; $g(\varepsilon_i)$ 表示应力大小与应变之间所存在的函数关系; k 表示在第 i 个敏感元件位置处的所述柔顺结构沿第 i 个敏感元件的敏感轴方向的应力大小/应变系数; $f(\varepsilon_i)$ 表示应力大小与应变之间所存在的非线性补偿项。
12. 如权利要求11所述的手术器械,其特征在于,

所述接触力包括一空间等效合力 F_q 和一空间等效合力矩 M_q ;

其中,所述外围测量模块在套管上建立套管坐标系 $\{p\}$,在手术器械末端建立手术器械坐标系 $\{q\}$,以及所述套管坐标系 $\{p\}$ 在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下位置关系的描述和姿态关系的描述;

所述外围测量模块根据所述套管坐标系 $\{p\}$ 在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下姿态关系的描述、所述敏感元件的敏感轴方向在所述套管坐标系 $\{p\}$ 下的描述以及所述敏感元件测量得到的应力,获得所述敏感元件测量得到的应力在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的描述,进而得到所述空间等效合力 F_q ;

所述外围测量模块根据所述套管坐标系 $\{p\}$ 在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下位置和姿态关系的描述、以及所述敏感元件的位置在所述套管坐标系 $\{p\}$ 下的描述,获得所述敏感元件的位置在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的描述;

所述外围测量模块根据所述敏感元件测量得到的应力在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的描述,获得所述套管受到的力矩在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的描述,进而得到所述空间等效合力矩 M_q 。

13. 如权利要求12所述的手术器械,其特征在于,

所述敏感元件测量得到的应力在所述套管坐标系 $\{p\}$ 下的描述为:

$$(f_{xi}, f_{yi}, f_{zi})^T = f_i e_i = f_i \cdot (e_{xi}, e_{yi}, e_{zi})^T \quad i=1, 2, \dots, n$$

其中, e_i 为单位向量,表示第 i 个敏感元件的敏感轴方向在套管坐标系 $\{p\}$ 下的描述, f_i 表示第 i 个敏感元件所测量得到的应力大小, f_{xi}, f_{yi}, f_{zi} 分别表示应力 f_i 在套管坐标系 $\{p\}$ 各个坐标轴方向的分量大小, e_{xi}, e_{yi}, e_{zi} 分别表示单位向量 e_i 在套管坐标系 $\{p\}$ 各个坐标轴方向的分量。

14. 如权利要求13所述的手术器械,其特征在于,

所述敏感元件测量得到的应力在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的描述为:

$$f_i = {}^qR(f_i e_i)$$

其中, f_i 表示第 i 个敏感元件所测量得到的应力在手术器械坐标系 $\{q\}$ 内的描述, qR 表示所述套管坐标系 $\{p\}$ 在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下姿态关系的描述;

所述空间等效合力 F_q 为:

$$F_q = \text{diag}(1/n_x, 1/n_y, 1/n_z) \sum_{i=1}^n f_i$$

其中, $\text{diag}(\cdot)$ 表示以向量 $\cdot$ 中元素为对角元素的对角矩阵, n_x, n_y, n_z 表示沿 x, y, z 轴方向冗余力的个数。

15. 如权利要求12或13所述的手术器械,其特征在于,

所述敏感元件的位置在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的描述为:

$$r_i = r_p + {}^qR^p r_i$$

其中, r_i 表示第 i 个敏感元件的位置在手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的描述, ${}^p r_i$ 表示第 i 个敏感元件的位置在套管坐标系 $\{p\}$ 下的描述, qR 表示所述套管坐标系 $\{p\}$ 在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下姿态关系的描述, r_p 表示所述套管坐标系 $\{p\}$ 在手术器械坐标系 $\{q\}$ 下位置关系的描述。

16. 如权利要求15所述的手术器械,其特征在于,
所述空间等效合力矩 M_q 为:

$$\mathbf{M}_q = \text{diag}(1/n_x', 1/n_y', 1/n_z') \sum_{i=1}^n \mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i$$

其中, n_x', n_y', n_z' 表示沿x、y、z轴方向冗余力矩的个数。

17. 如权利要求13所述的手术器械,其特征在于,

所述镂空结构包括四个柔顺结构,四个所述柔顺结构周向布置,所述力传感器包括四个敏感元件,每个柔顺结构的外表面布置一个所述敏感元件,四个所述敏感元件的敏感轴方向在所述套管坐标系{p}中的描述 $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3, \mathbf{e}_4$,均为 $(1, 0, 0)^T$;

四个所述敏感元件所测量得到的应力在所述手术器械坐标系{q}下的描述为:

$$\begin{cases} \mathbf{f}_1 = (f_{x1} & 0 & 0)^T = f_1 \mathbf{e}_1 \\ \mathbf{f}_2 = (f_{x2} & 0 & 0)^T = f_2 \mathbf{e}_2 \\ \mathbf{f}_3 = (f_{x3} & 0 & 0)^T = f_3 \mathbf{e}_3 \\ \mathbf{f}_4 = (f_{x4} & 0 & 0)^T = f_4 \mathbf{e}_4 \end{cases}$$

其中, $f_{x1}, f_{x2}, f_{x3}, f_{x4}$ 分别表示第一至第四敏感元件各自在手术器械坐标系{q}的x轴方向上测量得到的应力大小;

所述空间等效合力 F_q 为:

$$F_q = (f_1 + f_2 + f_3 + f_4)。$$

18. 如权利要求17所述的手术器械,其特征在于,

所述套管坐标系{p}在手术器械坐标系{q}下姿态关系的描述 qR 为单位矩阵;

所述敏感元件的位置以所述敏感元件的中心位置计量,所述敏感元件的中心位置在手术器械坐标系{q}下的描述为:

$$\begin{cases} \mathbf{r}_1 = (x_1 & y_1 & z_1)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_1 \\ \mathbf{r}_2 = (x_2 & y_2 & z_2)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_2 \\ \mathbf{r}_3 = (x_3 & y_3 & z_3)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_3 \\ \mathbf{r}_4 = (x_4 & y_4 & z_4)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_4 \end{cases}$$

其中, ${}^p\mathbf{r}_1, {}^p\mathbf{r}_2, {}^p\mathbf{r}_3, {}^p\mathbf{r}_4$ 为四个所述敏感元件的中心位置在套管坐标系{p}下的描述, $\mathbf{r}_p$ 表示所述套管坐标系{p}在手术器械坐标系{q}下位置关系的描述, x_1, x_2, x_3, x_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心位置在手术器械坐标系{q}之x轴上的坐标值; y_1, y_2, y_3, y_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心位置在手术器械坐标系{q}之y轴上的坐标值; z_1, z_2, z_3, z_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心位置在手术器械坐标系{q}之z轴上的坐标值, $\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2, \mathbf{r}_3, \mathbf{r}_4$ 分别表示第一至第四敏感元件的位置在手术器械坐标系{q}下的描述。

19. 如权利要求18所述的手术器械,其特征在于,

所述空间等效合力矩 M_q :

$M_q = (r_1 \times f_1 + r_2 \times f_2 + r_3 \times f_3 + r_4 \times f_4)$ 。

20. 一种手术机器人系统, 其特征在于, 包括从端设备;

所述从端设备包括:

机械臂; 以及

如权利要求1~19中任一项所述的手术器械;

所述机械臂的末端与所述手术器械可拆卸连接, 并驱动所述手术器械围绕一不动点运动。

21. 如权利要求20所述的手术机器人系统, 其特征在于, 所述手术机器人系统还包括主端设备和控制单元; 所述主端设备包括示力装置;

所述控制单元与所述主端设备和所述从端设备通讯连接, 所述控制单元从所述手术器械的所述敏感元件获取所述末端执行器受到的接触力, 并传输至所述示力装置。

22. 如权利要求20或21所述的手术机器人系统, 其特征在于, 所述从端设备还包括:

内窥镜; 以及

用于与所述内窥镜可拆卸连接的持镜臂;

所述外围测量模块建立套管坐标系 $\{p\}$ 、手术器械坐标系 $\{q\}$ 、内窥镜坐标系 $\{e\}$, 以及所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 到所述内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的旋转矩阵 eR , 并表示所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 到所述内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的位置矢量 ${}^e r = (r_x \ r_y \ r_z)^T$, 进而得到所述末端执行器的接触力在所述内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的描述:

$$\begin{pmatrix} {}^e F \\ {}^e M \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^e R & 0 \\ -S^T({}^e r) {}^e R & {}^e R \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_q \\ M_q \end{pmatrix}$$

其中, ${}^e F$ 为内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的合力; ${}^e M$ 为内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的合力矩; $S({}^e r)$ 表示矢量 ${}^e r$ 所对应的反对称矩阵; F_q 为末端执行器的接触力的空间等效合力; M_q 为末端执行器的接触力的空间等效合力矩;

$$S({}^e r) = \begin{pmatrix} 0 & -r_z & r_y \\ r_z & 0 & -r_x \\ -r_y & r_x & 0 \end{pmatrix}。$$

手术机器人系统及其手术器械

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种手术机器人系统及其手术器械。

背景技术

[0002] 机器人辅助手术系统通常采用主从控制的方式实现,分为主端设备(医生端)和从端设备(病人端)两个部分。主端设备通常基于机械手臂、空间多维鼠标、摇杆等设计,可以在空间内实现多维运动。从端设备一般为多自由度机械手臂,其末端夹持有手术器械(如持针钳、电凝钳、电外科烧灼探针、组织夹持器、剪刀等)。手术时,由显示装置显示由内窥镜传出内脏3D图像,医生根据图像信息操作主端设备,从端则跟随主端运动,从而驱动手术器械完成诸如回缩组织、缝合、抓握血管、解剖、烧灼、凝固组织等一系列手术操作。

[0003] 机器人辅助手术系统具有如下优点:

[0004] 第一,微创伤,手术切口小,创伤小,故而,术后患者疼痛轻、恢复快、感染风险及输血概率降低;

[0005] 第二,操作精细、稳定程度远胜于人手,如计算机辅助系统可消除生理震颤,三维手术视野可以清晰地看到微小的毛细血管,手术的安全性高。

[0006] 然而,机器人辅助手术是一种远程操控模式,医生并没有直接的触觉感受,无法分辨组织韧度和触摸血管搏动,缺乏握力及压力的反馈,只有当设备与肌体产生严重的碰触时才会有力反馈作用,对于小的碰撞难以产生灵敏的力反馈效果。当手术器械前端触碰到肌体组织时,如若能够根据接触力的变化来调整从端设备的运动,并且给医生提供适当的力反馈警示,将可大大提高设备安全性。

[0007] 传统的力反馈机制,多是在机器人每个关节处安放力矩传感器,由关节力矩来计算末端接触力矩。该方法的主要缺点在于:接触力是由计算得出的,并不随时能反映真实情况。而且肌体接触力很小,若要提高测量精度,便需要提高关节力矩传感器的分辨率,高分辨率的传感器对噪声非常敏感,信号容易失真,成本也十分昂贵。另外,手术器械多采用丝传动控制的方式,显然在丝上放置张力传感器十分困难。

[0008] 专利US8491574B2公开了一种方案,通过在手术器械前端嵌入应变式敏感元件,克服了上述力测量方案的不足,实现了对外力的直接测量。然而,其仍然存在以下不足:

[0009] 第一,一台手术不可避免采用多套手术器械,不同手术器械上传感器的测量一致性很难保证,即使对每把手术器械上传感器设置标定,但要精确记录所有器械的物理参数十分困难;

[0010] 第二,温度、湿度、气压等因素对敏感元件物理特性产生影响,在不同的环境下,如患者体内和体外,敏感元件所表现的特性也不一样,故难以一致地描述手术器械的受力;

[0011] 第三,手术器械本身是一种耗材,每把手术器械通常只能使用10次,但传感器本身是可以重复利用的,若将传感器与手术器械一同报废显然不经济。

发明内容

[0012] 本发明的目的在于提供一种手术机器人系统及其手术器械,以解决现有技术中的手术器械末端接触力测量准确度低以及传感器报废率高等问题中的一个或多个。

[0013] 为实现上述目的以及其它相关目的,本发明提供了一种手术器械,包括机械结构、套管和力传感器,所述机械结构包括器械杆以及与所述器械杆的末端连接的末端执行器;所述套管固定或可拆卸套接于所述器械杆的末端;所述力传感器包括敏感元件以及与所述敏感元件连接的外围测量模块,所述敏感元件设置于所述套管上,用于获取所述套管的变形信息;

[0014] 所述外围测量模块根据所述敏感元件获取的变形信息,获得所述敏感元件测量得到的应力,并根据所述敏感元件测量得到的应力、所述敏感元件的位置以及所述敏感元件的敏感轴方向,获得所述套管受到的所述器械杆对其作用力的等效合力以及所述作用力的等效力矩,进而获得所述手术器械的末端执行器受到的接触力。

[0015] 可选的,所述套管具有封闭的镂空结构,所述镂空结构包含多个柔顺结构,用于连接位于所述镂空结构上侧部分的套管和位于镂空结构下侧部分的套管;

[0016] 所述敏感元件置于所述柔顺结构上,用于测量所述应力。

[0017] 可选的,所述套管的弹性模量不大于所述器械杆的弹性模量。

[0018] 可选的,所述柔顺结构包括内表面、外表面和侧面,所述敏感元件设置于所述柔顺结构的内表面、外表面或侧面上。

[0019] 可选的,所述镂空结构设置于所述套管的轴向中部位置。

[0020] 可选的,所述敏感元件的敏感轴被布置为平行于所述套管的轴向或垂直于所述套管的轴向。

[0021] 可选的,所述套管通过粘结、过盈配合或插接方式与所述器械杆的末端固定套接。

[0022] 可选的,所述套管通过螺纹连接、锁扣连接或卡扣连接方式与所述器械杆的末端可拆卸套接。

[0023] 可选的,所述套管的一端与所述器械杆的末端平齐。

[0024] 可选的,所述外围测量模块包括顺次连接的数据采集单元、信号调理单元和解算输出单元;所述数据采集单元用于获取所述敏感元件输出的信号,所述信号调理单元用于对所述敏感元件输出的信号进行调理,所述解算输出单元用于对经过调理的信号进行分析计算,以获得所述末端执行器受到的接触力。

[0025] 可选的,所述敏感元件测量得到的应力大小为:

[0026] $f_i = g(\epsilon_i) = k \cdot \epsilon_i + f(\epsilon_i) \quad i = 1, 2, L, n$

[0027] 其中, i 表示第 i 个敏感元件, f_i 表示第 i 个敏感元件所测量得到的应力大小; ϵ_i 表示在第 i 个敏感元件处的所述柔顺结构沿第 i 个敏感元件的敏感轴方向所产生的应变; $g(\cdot)$ 表示应力大小与应变之间所存在的函数关系; k 表示在第 i 个敏感元件位置处的所述柔顺结构沿第 i 个敏感元件的敏感轴方向的应力大小/应变系数; $f(\epsilon_i)$ 表示应力大小与应变之间所存在的非线性补偿项。

[0028] 可选的,所述接触力包括一空间等效合力 F_q 和一空间等效合力矩 M_q ;

[0029] 其中,所述外围测量模块在套管上建立套管坐标系 $\{p\}$,在手术器械末端建立手术器械坐标系 $\{q\}$,以及所述套管坐标系 $\{p\}$ 在所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 下位置关系的描述和

姿态关系的描述；

[0030] 所述外围测量模块根据所述套管坐标系 {p} 在所述手术器械坐标系 {q} 下姿态关系的描述、所述敏感元件的敏感轴方向在所述套管坐标系 {p} 下的描述以及所述敏感元件测量得到的应力，获得所述敏感元件测量得到的应力在所述手术器械坐标系 {q} 下的描述，进而得到所述空间等效合力 F_q ；

[0031] 所述外围测量模块根据所述套管坐标系 {p} 在所述手术器械坐标系 {q} 下位置和姿态关系的描述、以及所述敏感元件的位置在所述套管坐标系 {p} 下的描述，获得所述敏感元件的位置在所述手术器械坐标系 {q} 下的描述；

[0032] 所述外围测量模块根据所述敏感元件测量得到的应力在所述手术器械坐标系 {q} 下的描述，获得所述套管受到的力矩在所述手术器械坐标系 {q} 下的描述，进而得到所述空间等效合力矩 M_q 。

[0033] 可选的，所述敏感元件测量得到的应力在所述套管坐标系 {p} 下的描述为：

$$[0034] \quad (f_{xi}, f_{yi}, f_{zi})^T = f_i e_i = f_i \cdot (e_{xi}, e_{yi}, e_{zi})^T \quad i=1, 2, \dots, n$$

[0035] 其中， e_i 为单位向量，表示第 i 个敏感元件的敏感轴方向在套管坐标系 {p} 下的描述， f_i 表示第 i 个敏感元件所测量得到的应力大小， f_{xi}, f_{yi}, f_{zi} 分别表示应力 f_i 在套管坐标系 {p} 各个坐标轴方向的分量大小， e_{xi}, e_{yi}, e_{zi} 分别表示单位向量 e_i 在套管坐标系 {p} 各个坐标轴方向的分量。

[0036] 可选的，所述敏感元件测量得到的应力在所述手术器械坐标系 {q} 下的描述为：

$$[0037] \quad f_i = {}^qR(f_i e_i)$$

[0038] 其中， f_i 表示第 i 个敏感元件所测量得到的应力在手术器械坐标系 {q} 内的描述， qR 表示所述套管坐标系 {p} 在所述手术器械坐标系 {q} 下姿态关系的描述；

[0039] 所述空间等效合力 F_q 为：

$$[0040] \quad F_q = \text{diag}(1/n_x, 1/n_y, 1/n_z) \sum_{i=1}^n f_i$$

[0041] 其中， $\text{diag}(\cdot)$ 表示以向量 $\cdot$ 中元素为对角元素的对角矩阵， n_x, n_y, n_z 表示沿 x, y, z 轴方向冗余力的个数。

[0042] 可选的，所述敏感元件的位置在所述手术器械坐标系 {q} 下的描述为：

$$[0043] \quad r_i = r_p + {}^qR^p r_i$$

[0044] 其中， r_i 表示第 i 个敏感元件的位置在手术器械坐标系 {q} 下的描述， ${}^p r_i$ 表示第 i 个敏感元件的位置在套管坐标系 {p} 下的描述， qR 表示所述套管坐标系 {p} 在所述手术器械坐标系 {q} 下姿态关系的描述， r_p 表示所述套管坐标系 {p} 在手术器械坐标系 {q} 下位置关系的描述。

[0045] 可选的，所述空间等效合力矩 M_q 为：

$$[0046] \quad M_q = \text{diag}(1/n_x', 1/n_y', 1/n_z') \sum_{i=1}^n r_i \times f_i$$

[0047] 其中， n_x', n_y', n_z' 表示沿 x, y, z 轴方向冗余力矩的个数。

[0048] 可选的，所述镂空结构包括四个柔顺结构，四个所述柔顺结构周向布置，所述力传感器包括四个敏感元件，每个柔顺结构的外表面布置一个所述敏感元件，四个所述敏感元

件的敏感轴方向在所述套管坐标系 {p} 中的描述 e_1, e_2, e_3, e_4 , 均为 $(1, 0, 0)^T$;

[0049] 四个所述敏感元件所测量得到的应力在所述手术器械坐标系 {q} 下的描述为:

$$[0050] \quad \begin{cases} \mathbf{f}_1 = (f_{x1} & 0 & 0)^T = f_1 \mathbf{e}_1 \\ \mathbf{f}_2 = (f_{x2} & 0 & 0)^T = f_2 \mathbf{e}_2 \\ \mathbf{f}_3 = (f_{x3} & 0 & 0)^T = f_3 \mathbf{e}_3 \\ \mathbf{f}_4 = (f_{x4} & 0 & 0)^T = f_4 \mathbf{e}_4 \end{cases}$$

[0051] 其中, $f_{x1}, f_{x2}, f_{x3}, f_{x4}$ 分别表示第一至第四敏感元件各自在手术器械坐标系 {q} 的 x 轴方向上测量得到的应力大小;

[0052] 所述空间等效合力 F_q 为:

$$[0053] \quad F_q = (f_1 + f_2 + f_3 + f_4)$$

[0054] 可选的, 所述套管坐标系 {p} 在手术器械坐标系 {q} 下姿态关系的描述 qR 为单位矩阵;

[0055] 所述敏感元件的位置以所述敏感元件的中心位置计量, 所述敏感元件的中心位置在手术器械坐标系 {q} 下的描述为:

$$[0056] \quad \begin{cases} \mathbf{r}_1 = (x_1 & y_1 & z_1)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_1 \\ \mathbf{r}_2 = (x_2 & y_2 & z_2)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_2 \\ \mathbf{r}_3 = (x_3 & y_3 & z_3)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_3 \\ \mathbf{r}_4 = (x_4 & y_4 & z_4)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_4 \end{cases}$$

[0057] 其中, ${}^p\mathbf{r}_1, {}^p\mathbf{r}_2, {}^p\mathbf{r}_3, {}^p\mathbf{r}_4$ 为四个所述敏感元件的中心位置在套管坐标系 {p} 下的描述, $\mathbf{r}_p$ 表示所述套管坐标系 {p} 在手术器械坐标系 {q} 下位置关系的描述, x_1, x_2, x_3, x_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心位置在手术器械坐标系 {q} 之 x 轴上的坐标值; y_1, y_2, y_3, y_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心位置在手术器械坐标系 {q} 之 y 轴上的坐标值; z_1, z_2, z_3, z_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心位置在手术器械坐标系 {q} 之 z 轴上的坐标值, $\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2, \mathbf{r}_3, \mathbf{r}_4$ 分别表示第一至第四敏感元件的位置在手术器械坐标系 {q} 下的描述。

[0058] 可选的, 所述空间等效合力矩 M_q :

$$[0059] \quad M_q = (\mathbf{r}_1 \times \mathbf{f}_1 + \mathbf{r}_2 \times \mathbf{f}_2 + \mathbf{r}_3 \times \mathbf{f}_3 + \mathbf{r}_4 \times \mathbf{f}_4)$$

[0060] 进一步, 本发明还提供了一种手术机器人系统, 包括从端设备; 所述从端设备包括机械臂以及所述手术器械; 所述机械臂的末端与所述手术器械可拆卸连接, 并驱动所述手术器械围绕一不动点运动。

[0061] 可选的, 所述手术机器人系统还包括主端设备和控制单元, 所述主端设备包括示力装置; 所述控制单元与所述主端设备和所述从端设备通讯连接, 所述控制单元从所述手术器械的所述敏感元件获取所述末端执行器受到的接触力, 并传输至所述示力装置。

[0062] 可选的, 所述从端设备还包括:

[0063] 内窥镜; 以及

[0064] 用于与所述内窥镜可拆卸连接的持镜臂;

[0065] 所述外围测量模块建立套管坐标系{p}、手术器械坐标系{q}、内窥镜坐标系{e}，以及所述手术器械坐标系{q}到所述内窥镜坐标系{e}下的旋转矩阵 eR ，并表示所述手术器械坐标系{q}到所述内窥镜坐标系{e}下的位置矢量 ${}^e\mathbf{r} = (r_x \ r_y \ r_z)^T$ ，进而得到所述末端执行器的接触力在所述内窥镜坐标系{e}下的描述：

$$[0066] \quad \begin{pmatrix} {}^e\mathbf{F} \\ {}^e\mathbf{M} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^e\mathbf{R} & \mathbf{0} \\ -S^T({}^e\mathbf{r}) {}^e\mathbf{R} & {}^e\mathbf{R} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{F}_q \\ \mathbf{M}_q \end{pmatrix}$$

[0067] 其中， ${}^e\mathbf{F}$ 为内窥镜坐标系{e}下的合力； ${}^e\mathbf{M}$ 为内窥镜坐标系{e}下的合力矩； $S({}^e\mathbf{r})$ 表示矢量 ${}^e\mathbf{r}$ 所对应的反对称矩阵； $\mathbf{F}_q$ 为末端执行器的接触力的空间等效合力； $\mathbf{M}_q$ 为末端执行器的接触力的空间等效合力矩；

$$[0068] \quad S({}^e\mathbf{r}) = \begin{pmatrix} 0 & -r_z & r_y \\ r_z & 0 & -r_x \\ -r_y & r_x & 0 \end{pmatrix}$$

[0069] 综上所述，本发明提供的手术机器人系统及其手术器械具有如下优点：

[0070] 第一，针对一台手术所采用的多套手术器械，不同手术器械上可以安装同一个套管来传递手术器械的变形，与将敏感元件直接安装于手术器械的末端相比，套管的设置可以避免不同手术器械上敏感元件测量一致性所带来的测量差异，由此提升测量精度和测量的准确性；

[0071] 第二，利用套管与手术器械连接，可以避免敏感元件随手术器械一同报废；由于手术器械本身是一种耗材，但敏感元件却可以重复利用，若将敏感元件与手术器械一同报废，显然不经济，提高了使用成本。

[0072] 在本发明的一个较佳实施例中，多个敏感元件以预定的方式排布在套管的柔顺结构上，且每个敏感元件在手术器械坐标系下具有一个预设的坐标值，根据预设的坐标值可以确定各个敏感元件在柔顺结构上的安装位置，从而实现手术器械末端接触力的一维或多维的测量，这样的测量方式，仅需调整各个敏感元件相对于手术器械坐标系的位置即可实现接触力一维至多维的测量，接触力的测量更为方便和简单。

附图说明

[0073] 图1是本发明一实施例的手术机器人系统之从端设备的结构示意图；

[0074] 图2是本发明一实施例的手术器械的机械结构示意图；

[0075] 图3是本发明一实施例的手术器械执行手术操作的示意图；

[0076] 图4a是本发明一手术器械实施例中的力传感器和套管的示意图；

[0077] 图4b是本发明一手术器械实施例中的外围测量模块的结构框图；

[0078] 图5a是本发明一手术器械实施例中的套管安装于器械杆上的示意图；

[0079] 图5b是图5a所示的套管安装于器械杆上的局部放大示意图；

[0080] 图6a是本发明一实施例的套管与器械杆相组装之前的示意图；

[0081] 图6b是本发明另一实施例的套管与器械杆相组装之前的示意图；

[0082] 图7a是本发明一实施例的手术器械一侧受力变形的示意图；

[0083] 图7b是为本发明一实施例的手术器械末端受力分析及测量原理的示意图；

[0084] 图8是本发明一实施例的三维力传感器测力原理分析示意图。

[0085] 图中的附图标记说明如下：

[0086] 手术台车-1,机械臂-2,手术器械-3,动力模组-301,器械杆-302,末端执行器-303,自转关节-304,俯仰关节-305,摆动关节-306、306',内窥镜-4,成像系统-5,医生-6,主手-7,患者-8；

[0087] 力传感器-400,套管-401,柔顺结构-4011,敏感元件-402,外围测量模块-403,数据采集单元-4031,信号调理单元-4032,解算输出单元-4033。

具体实施方式

[0088] 为使本发明的目的、优点和特征更加清楚,以下结合附图1~8对本发明提出的手术机器人系统及其手术器械做进一步详细说明。需说明的是,附图均采用非常简化的形式且均使用非精准的比例,仅用以方便、明晰地辅助说明本发明实施例的目的。如说明书中所述,“末端”、“远端”指的是远离产品操作者的一端,“近端”指的是靠近产品操作者的一端。

[0089] 图1是本发明一实施例的手术机器人系统之从端设备的结构示意图。如图1所示,所述从端设备包括手术台车1、机械臂2、手术器械3和内窥镜4。所述手术台车1作为整个所述从端设备的基座,支撑着全部的机械机构。优选,该手术台车1可在地面上移动,使所述从端设备能够靠近或远离患者8。

[0090] 所述机械臂2安装于手术台车1上并具有多个自由度,可在一定的空间范围内运动。当所述手术台车1到达患者8附近时,通过对机械臂2的调整,使手术器械3到达手术的规划位置。所述手术器械3可拆卸地安装于机械臂2的末端,作为整个所述从端设备的执行机构,在所述机械臂2的驱动下围绕一不动点RCM(Remote Center of Motion)运动,所述手术器械3的末端执行器303进入患者体内病灶区,实现对病灶的处理。

[0091] 所述内窥镜4安装于另一机械臂(此处机械臂又可称为持镜臂)的末端,并用于采集手术环境中的图像信息。该图像信息包括但不限于人体病患组织信息以及手术器械3的位姿信息。而且,所述内窥镜4安装在机械臂2上后与下述的主端设备通讯连接,以实时显示内窥镜4采集的手术环境中的图像信息。所述内窥镜4可以是立体式,也可以是非立体式,具体不限。

[0092] 图2为本发明一实施例的手术器械的机械结构示意图。如图2所示,所述手术器械3的机械结构包括动力模组301、器械杆302、传动机构和末端执行器303。所述传动机构可以为丝传动,容纳于所述器械杆302中,并分别与动力模组301和末端执行器303连接。所述动力模组301位于器械杆302的近端,所述末端执行器303位于器械杆302的远端。

[0093] 所述动力模组301为末端执行器303提供驱动力,驱动力通过所述传动机构将动力传递至末端执行器303,使得末端执行器303完成多维的空间运动,如旋转、开合等。所述末端执行器303实现对患者病灶区的具体手术操作,包括剪切、探伤、夹持等动作,因此,所述末端执行器303可以是剪刀、钳子、探针等器械。

[0094] 如图1所示,所述手术机器人系统还包括主端设备,所述主端设备包括成像系统5和主手7(又称主操作手)。手术时,一方面所述内窥镜4的视野通过成像系统5展现,而医生6通过成像系统5即可实时观察手术过程中手术器械3的运动状态,另一方面医生6通过主手7

操控手术器械3以完成多维的空间运动,诸如俯仰、摆动、自转以及开合等动作,进而完成整个手术过程。

[0095] 图3为本发明一实施例的手术器械执行手术操作的示意图。如图3所示,医生6通过主手7操作一把或多把(相同或不同)手术器械3,配合完成如剪切、探伤、夹持等手术动作,进而完成整个手术过程。

[0096] 显然,从主手7到手术器械3的控制是手术机器人系统主从控制的基础。然而,这种方式是一种远程操控模式,医生并不能直接感受到操作力的大小,不便于医生根据接触力的大小做出合理的动作。本发明提供了一种具有力反馈功能的手术器械,进而使医生6能够感知手术器械末端的受力。

[0097] 图4a为本发明一手术器械实施例中力传感器和套管的示意图。如图4a所示,所述手术器械3除包括前述机械结构外,还包括套管401和力传感器400,所述力传感器400包括敏感元件402和外围测量模块403。所述套管401为一中空圆柱体,其内径与手术器械3之器械杆302的外径相匹配。进一步,所述套管401具有封闭的镂空结构,所述镂空结构包含多个柔顺结构4011用于连接套管的上侧部分(即位于镂空结构上侧的套管部分)和套管的下侧部分(即位于镂空结构下侧的套管部分)。此时,外力通过柔顺结构4011从套管一端传向另一端,所以只要测量得到柔顺结构4011上传递的力即可测量得到外力的大小和方向。此种设计便于外力的测量,同时也降低了算法复杂性、提升了准确度。

[0098] 在图8所示的优选实施例中,所述镂空结构沿所述套管401圆周方向延伸,其中的柔顺结构4011为四个,并以中心对称的方式成十字形布置。本发明对镂空结构以及柔顺结构4011的制备方法没有特别的限制。一个示范性制备方法为:所述套管401最初为一筒状结构,通过线切割、电火花等机加工方法去除多余材料,形成所述的镂空结构。此外,还可以将所述柔顺结构4011与两个套管子模块固定连接,形成一个完整的套管结构。因此,柔顺结构4011的材料可以与套管其余部分相同,也可以不相同。为了提高力测量的敏感性,所述柔顺结构4011选用弹性模量不大于所述器械杆302的弹性模量的材料,如橡胶,以能够较好地使敏感元件402感知手术器械所受到的外力。

[0099] 所述柔顺结构4011包括内表面、外表面和侧面。所述敏感元件402可贴于套管401的柔顺结构4011的内表面、外表面或侧面上。优选,所述敏感元件402的敏感轴方向与所述套管401的轴向或周向一致。此时敏感元件402将感受柔顺结构4011所受到的力的大小,测得的力的方向与敏感元件402的敏感轴方向相同。所述敏感轴方向是指,所述敏感元件402对该轴线方向上的变形敏感,而对其它方向产生的变形不敏感。在本发明一些优选实施例中,所述敏感元件402的敏感轴平行于套管401的轴向。具体安装时,所述敏感元件402的敏感轴被布置为平行于套管401的轴向设置,以使其能够感知柔顺结构4011沿套管401轴向的应变。

[0100] 根据应用条件与测量需求,所述敏感元件402可以选择诸如应变片、光纤等元器件。根据接触力的类型和传感器的可靠性,可以灵活选择敏感元件402的个数,并设计相应排布方式。根据连接方式及工艺难度,可灵活将敏感元件402布置于套管401的柔顺结构4011的内表面、外表面或侧面上。优选,将镂空结构亦即柔顺结构4011设置于套管401上应变相对较大的区域(较佳地设置在套管401轴向的中间部位)。优选设置多个敏感元件402于柔顺结构4011上,从而实现从一维或多维的接触力测量,如三维、六维的测量。更优选,每个

柔顺结构4011上(如外表面)布置一个敏感元件402。

[0101] 需要说明的是,在实际设计套管401结构时,应该考虑到其结构强度的影响。例如,理论上,所述镂空结构可以只包括一个柔顺结构4011,但这会严重影响套管401的结构强度,甚至不能很好的传递外力;或者柔顺结构4011发生较大的塑性变形,影响到测量精度。因此,推荐选用图8所示的实施例中采用的四个柔顺结构4011的布置,即在镂空结构的圆周上四均分布置以形成十字型结构。

[0102] 所述外围测量模块403与敏感元件402通讯连接(例如电连接),以采集敏感元件402所获取的柔顺结构4011的变形信息(变形信息可以是电阻、电压等电信号),并根据该变形信息最终得到作用于手术器械末端的接触力。本实施例中,所述外围测量模块403可包括微处理器,该微处理器接收敏感元件402输出的电信号并进行解算,从而得到作用于手术器械末端的接触力。除了微处理器之外,还可以选择其他任一可编程计算单元,例如单片机、PLC控制器、FPGA等。可选,所述外围测量模块403固接于动力模组301上。

[0103] 图4b为本发明一手术器械实施例中外围测量模块的结构框图。如图4b所示,所述外围测量模块403可包括依次连接的数据采集单元4031、信号调理单元4032和解算输出单元4033。所述外围测量模块403具体的工作过程为:首先由数据采集单元4031获取敏感元件402产生的电信号;之后,由信号调理单元4032对数据采集单元4031获取的电信号进行调理,调理的内容包括但不限于电信号的放大、数字滤波、去除趋势项、剔除野值等;最后,由解算输出单元4033对经过信号调理单元4032调理后的电信号进行分析计算,从而解算出手术器械3末端的接触力并输出,该接触力可以是一维,亦可以是多维。

[0104] 图5a为本发明一手术器械实施例中套管401安装于器械杆302上的示意图,图5b为图5a所示的套管401安装于器械杆302上的局部放大示意图。如图5a和图5b所示,所述力传感器400通过所述套管401套接于手术器械3之器械杆302的末端。所述套管401的安装位置越靠近末端执行器303,越能反映手术器械3末端的受力情况。优选,所述套管401与器械杆302的末端平齐,并通过过盈、插接、粘结等方式与器械杆302的末端固定套接,或者螺纹、锁扣、卡扣等可拆卸的套接方式,以便于组装和拆卸所述套管401。

[0105] 图6a为本发明一实施例的套管401与器械杆302相组装之前的示意图。如图6a所示的实施例中,所述套管401选择性地与器械杆302过盈配合而实现固定套接,此时,所述敏感元件402不限于安装在柔顺结构4011的外表面上,亦可安装在柔顺结构4011的内表面上(如在柔顺结构4011的内表面上开设槽孔来放置敏感元件402)。显然,在此实施例中,所述套管401能够通过自身的弹性与器械杆302实现过盈配合而固连。

[0106] 图6b为本发明另一实施例的套管401与器械杆302相组装之前的示意图。如图6b所示的实施例中,所述套管401选择性地与器械杆302螺纹配合而实现可拆卸套接,所述敏感元件402优选安装在柔顺结构4011的外表面上。具体的,所述套管401的内表面设置有内螺纹,所述器械杆302的外表面设置有与所述内螺纹配合的外螺纹。螺纹连接的好处在于,可以有效地消除套管401与器械杆302之间的间隙对于力测量准确性的影响。优选,采用螺纹连接的套管401一般选用碳纤维等硬度较高的材料,以确保连接的可靠性。

[0107] 图7a为本发明一实施例的手术器械一侧受力变形的示意图。在本实施例中,所述手术器械3依次包括自转关节304、俯仰关节305和摆动关节306,以上三个关节可以驱动末端执行器303实现自转、俯仰转动和摆动运动。在本实施例中,所述末端执行器303包括两个

开合片(例如所述末端执行器为剪刀),所以需要两个摆动关节(306,306')分别控制一个开合片。如图7a所示,当所述末端执行器303接触到肌体组织时,所述末端执行器303会受到肌体组织的接触力F。显然,接触力F将由器械杆302传递至套管401上,并通过柔顺结构4011从套管401一端传向另一端。所述柔顺结构4011在接触力F的作用下将发生如图7a所示的变形,该部分变形被敏感元件402所感知。

[0108] 图7b为本发明一实施例的手术器械末端受力分析及测量原理的示意图。如图7b所示,当所述手术器械3的末端与肌体组织接触后,将受到肌体组织的接触力F,接触力F可包括一个空间等效合力 F_q 和一个空间等效合力矩 M_q ,在合力 F_q 和合力矩 M_q 的作用下,使器械杆302连同套管401发生如图7a和图7b所示的变形。同时,所述手术器械3会受到套管401对其施加的反作用力(包括 F_p 和 M_p),且空间等效合力 F_q 与 F_p 受力平衡,空间等效合力矩 M_q 与 M_p 平衡。通过对手术器械3施加于套管401的作用力的检测,可获得所述手术器械3受到的套管401对其施加的反作用力,并根据受力平衡和力矩平衡原理,可以获知所述手术器械3受到肌体组织的接触力F。

[0109] 应当知晓,图7b示意的是手术器械末端的变形以及受力状况。其中,在手术器械3的末端设有手术器械坐标系 $\{q\}$,例如,所述手术器械坐标系 $\{q\}$ 的坐标原点位于所标示的A点处,即器械杆302轴线与手术器械的俯仰关节305的旋转轴线交点,手术器械坐标系 $\{q\}$ 的x轴垂直于所述俯仰关节305的旋转轴线,且在初始位置与器械杆302的轴线重合,y轴与手术器械的俯仰关节305的旋转轴线平行,z轴与以上两者垂直且符合右手定则。这里的“初始位置”,设定为手术器械3的末端执行器303处于伸直时的位置,即在器械杆302的轴线方向上,末端执行器303的远端离所述摆动关节最远时的位置。手术器械坐标系 $\{q\}$ 的坐标原点即为等效合力 F_q 和等效合力矩 M_q 的作用点处。由于本实施例中所述敏感元件402在所述柔顺结构4011上的位置、朝向没有特别的限制,要确定敏感元件402的安装位置及朝向必需有一个参照,所以需要在套管401上建立套管坐标系 $\{p\}$,作为参照。例如,所述套管坐标系 $\{p\}$ 在套管401的端面中心位置,其中x轴通过套管401的轴线,其它两个坐标轴沿径向且相互垂直。同理,套管坐标系 $\{p\}$ 的坐标原点可作为套管所受合力(包括力和力矩)的作用点。套管坐标系 $\{p\}$ 到手术器械坐标系 $\{q\}$ 之间的旋转关系用 qR 表示,即为套管坐标系 $\{p\}$ 在手术器械坐标系 $\{q\}$ 下姿态关系的描述。而手术器械3对套管401的作用点异于手术器械的末端点,在本实施例中,所述手术器械3对套管401的合力作用点相对于手术器械坐标系 $\{q\}$ 的位置关系用矢径 r_p 描述,即套管坐标系 $\{p\}$ 在手术器械坐标系 $\{q\}$ 下位置关系的描述。旋转关系矩阵 qR 和位置矢量 r_p 在装配时便可以确定,为已知量。为了计算简单,推荐在装配时通过一些工装,保证手术器械坐标系 $\{q\}$ 和套管坐标系 $\{p\}$ 的初始朝向相同,此时 qR 为单位矩阵。在本实施例中,依此建立坐标系。本领域技术人员应知道可以根据实际需要灵活选择手术器械坐标系 $\{q\}$ 、套管坐标系 $\{p\}$ 的位置和朝向。

[0110] 当所述套管401受到器械杆302的作用力(包括 $-F_p$ 和 $-M_p$)后产生变形,所述柔顺结构4011上的敏感元件402则感知柔顺结构4011所产生的变形,且柔顺结构4011产生的变形与所述敏感元件402测量得到的应力大小将具有如下关系:

$$[0111] \quad f_i = g(\varepsilon_i) = k \cdot \varepsilon_i + f(\varepsilon_i) \quad i = 1, 2, L, n \quad (1-1)$$

[0112] 式(1-1)中: i 表示第*i*个敏感元件,以*n*个敏感元件为例; f_i 表示第*i*个敏感元件所测量得到的应力大小; ε_i 表示在第*i*个敏感元件处的柔顺结构4011沿第*i*个敏感元件的敏感

轴方向所产生的应变; $g(\cdot)$ 表示应力大小与应变之间所存在的函数关系; k 表示在第*i*个敏感元件位置处的柔顺结构4011,沿第*i*个敏感元件的敏感轴方向的应力大小/应变系数,该弹性系数根据在第*i*个敏感元件位置处的所述柔顺结构4011的材料参数确定; $f(\varepsilon_i)$ 表示应力大小与应变之间所存在的非线性补偿项,该非线性项可以通过标定的方法获得。此处的标定的一个示范方法为:一是获取套管401在未受任何外力的作用时,该套管401上敏感元件402的信号输出,以确定各个敏感元件402是否存在零点漂移;二是获取套管401在受到外力作用时,其上敏感元件402所产生的应变与所施加的外力之间的变化关系,若该变化关系呈非线性,则在计算敏感元件402所测量得到的外力时,需要考虑上述非线性项;三是对于计算所得力的方向与实际施加力的方向也需要相应的对准。显然,这里“所述敏感元件402测量得到的应力大小”不应理解为所述敏感元件402直接测量得到的应力大小,而是指所述敏感元件402测量得到对应部分的套管(柔顺结构4011)产生的应变,然后根据上述式(1-1)获得所述敏感元件402对应部分的套管401(柔顺结构4011)受到的应力大小。

[0113] 另外,所述套管401受到器械杆302的作用力还有方向和作用点位置两方面信息:方向即为第*i*个敏感元件的敏感轴方向在套管坐标系{p}的表示,作用点位置即为第*i*个敏感元件所固定的位置在套管坐标系{p}中的表示。所述敏感元件402测量得到的应力,亦即柔顺结构4011受到器械杆302的作用力在套管坐标系{p}下的表示为:

$$[0114] \quad (f_{xi}, f_{yi}, f_{zi})^T = f_i e_i = f_i \cdot (e_{xi}, e_{yi}, e_{zi})^T \quad (1-2)$$

[0115] 式(1-2)中, e_i 为单位向量,表示第*i*个敏感元件的敏感轴方向(即敏感元件402敏感轴的安装朝向)在套管坐标系{p}下的表示, f_i 表示第*i*个敏感元件所测量得到的应力大小, f_{xi}, f_{yi}, f_{zi} 分别表示应力 f_i 在套管坐标系{p}各个坐标轴方向的分量大小, e_{xi}, e_{yi}, e_{zi} 分别表示 e_i 在套管坐标系{p}各个坐标轴方向的分量, $(\cdot)^T$ 表示矩阵的转置。

[0116] 进一步,所述套管401受到器械杆302的作用力的方向和作用点位置在手术器械坐标系{q}中的表示,如下所示:

$$[0117] \quad f_i = {}^qR(f_i e_i) \quad (1-3)$$

$$[0118] \quad r_i = r_p + {}^qR^p r_i \quad (1-4)$$

[0119] 式(1-3)中, e_i 表示第*i*个敏感元件的安装朝向(即敏感轴方向)在套管坐标系{p}中的表示; f_i 表示第*i*个敏感元件所测量得到的应力在手术器械坐标系{q}内的表示; qR 表示套管坐标系{p}在手术器械坐标系{q}下位置关系的表示;

[0120] 式(1-4)中, ${}^p r_i$ 表示第*i*个敏感元件的安装位置(即作用点位置)在套管坐标系{p}中的表示; r_i 表示第*i*个敏感元件的安装位置在手术器械坐标系{q}中的表示; r_p 表示套管坐标系{p}在手术器械坐标系{q}下位置关系的表示。

[0121] 需要说明的是,为了保证套管401与手术器械的器械杆302安装的相对位置,即确定套管坐标系{p}与手术器械坐标系{q}的相对位置,可以在套管的端面或表面,以及手术器械的器械杆302的表面加工出一些凹槽或画出一些线,以用于安装时对准作用。

[0122] 将每个敏感元件所测量得到的力合成到手术器械坐标系{q}中得到:

[0123]

$$\begin{pmatrix} \mathbf{F}_q \\ \mathbf{M}_q \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \text{diag}(1/n_x, 1/n_y, 1/n_z) \sum_{i=1}^n \mathbf{f}_i \\ \text{diag}(1/n_x', 1/n_y', 1/n_z') \sum_{i=1}^n \mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i \end{pmatrix} \quad n_x, n_y, n_z, n_x', n_y', n_z' \geq 1 \quad (1-5)$$

[0124] 根据式(1-5)可知,手术器械末端的接触力的等效合力为

$$\mathbf{F}_q = \text{diag}(1/n_x, 1/n_y, 1/n_z) \sum_{i=1}^n \mathbf{f}_i, \text{等效合力矩为}$$

$$\mathbf{M}_q = \text{diag}(1/n_x', 1/n_y', 1/n_z') \sum_{i=1}^n \mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i, \text{其中,} \text{diag}(\cdot) \text{表示以向量} \cdot \text{中元素为对角元素}$$

的对角矩阵; n_x, n_y, n_z 表示沿x、y、z方向冗余力的个数; n_x', n_y', n_z' 表示沿x、y、z方向冗余力矩的个数。

[0125] 为了提高测精度和可靠性,工程上会采用一些冗余的测试方法,即指人为增加地重复测量部分。在本发明中,沿某方向的冗余力的个数可以理解为沿该方向,力在传递路径上被力传感器测量的次数;沿某方向冗余力矩的个数可以理解为沿该方向,力矩在传递路径上被力传感器测量的次数。为了进一步说明套管式力传感器的设计方法,测力算法,本文给出具体实施例来加以说明。

[0126] 图8是本发明一实施例的三维力传感器测力原理分析示意图。图8中示意两个坐标系,分别为器械坐标系{q}和套管坐标系{p}。如上所述,所述手术器械坐标系{q}的原点设置在手术器械3的自转关节旋转轴线(亦即器械杆302的轴线)与俯仰关节的旋转轴线的交点处,所述手术器械坐标系{q}的x轴、y轴和z轴约定如下:所述手术器械坐标系{q}的x轴的方向取为垂直于所述俯仰关节305的旋转轴线,且在初始位置下与器械杆302的轴线方向相同,y轴与俯仰关节的旋转轴线平行,z轴满足右手定则。同上,这里的“初始位置”,设定为手术器械3的末端执行器处于完全伸直时的位置,即在器械杆302的轴线方向上,末端执行器的远端离所述摆动关节最远时的位置。如前文所述,套管坐标系{p}建立在套管401的端面上。从套管坐标系{p}到手术器械坐标系{q}的平移矢量记为 $\mathbf{r}_p$,旋转矩阵记为 qR ,这两个量均取决于套管式力传感器初始安装位置,为已知量。为了算法上的简便,在安装时保证套管坐标系{p}与器械坐标系{q}朝向相同,则 qR 即为单位矩阵,下文也依此进行分析。而当手术器械前端转过一定角度后,该角度可以被动力模组301中的编码器测量得到,此时 qR 亦为已知量。

[0127] 如图8所示,所述套管401包括一个镂空结构,所述镂空结构包括四个柔顺结构4011,且周向均匀布置;所述力传感器400包括四个敏感元件402,在下面计算中用下标1~4予以区分。在该实例中,四个敏感元件402分别固定安装于一个柔顺结构4011的外表面,且其敏感轴布置为平行于套管401的轴线方向。

[0128] 上述四个敏感元件在安装时,各自的敏感轴各有一个朝向,在套管坐标系{p}中分别记为 $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3, \mathbf{e}_4$ 。由于所述敏感元件402的安装方向与套管401的轴线方向相同,所以四个方向的向量均为 $(1, 0, 0)^T$ 。由此根据式(1-2)和(1-3)可以得到,四个敏感元件402感受的

力在手术器械坐标系 {q} 下的表示记为

$$[0129] \quad \begin{cases} \mathbf{f}_1 = (f_{x1} & 0 & 0)^T = f_1 \mathbf{e}_1 \\ \mathbf{f}_2 = (f_{x2} & 0 & 0)^T = f_2 \mathbf{e}_2 \\ \mathbf{f}_3 = (f_{x3} & 0 & 0)^T = f_3 \mathbf{e}_3 \\ \mathbf{f}_4 = (f_{x4} & 0 & 0)^T = f_4 \mathbf{e}_4 \end{cases} \quad (1-6)$$

[0130] 其中, f_{x1} 、 f_{x2} 、 f_{x3} 、 f_{x4} 即分别表示第一至第四敏感元件各自在 x 轴方向上测量得到的应力大小。需要说明的是, 因为敏感元件的敏感轴方向朝向 x 轴, 所以不会感受到其它方向上的受力, 故在 y、z 方向上的受力均为 0。

[0131] 同理, 上述四个敏感元件 402 在套管坐标系 {p} 各有一个位置矢量, 以 ${}^p\mathbf{r}_1$ 、 ${}^p\mathbf{r}_2$ 、 ${}^p\mathbf{r}_3$ 、 ${}^p\mathbf{r}_4$ 表示, 由敏感元件 402 的具体安装位置确定, 后文将会讲到具体如何确定安装位置。根据式 (1-3) 可以得到敏感元件 402 在手术器械坐标系 {q} 下的表示 $\mathbf{r}_1$ 、 $\mathbf{r}_2$ 、 $\mathbf{r}_3$ 、 $\mathbf{r}_4$, 此位置矢量即为力的作用点, 此处不在赘述具体公式。上述位置矢量的计算结果为

$$[0132] \quad \begin{cases} \mathbf{r}_1 = (x_1 & y_1 & z_1)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_1 \\ \mathbf{r}_2 = (x_2 & y_2 & z_2)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_2 \\ \mathbf{r}_3 = (x_3 & y_3 & z_3)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_3 \\ \mathbf{r}_4 = (x_4 & y_4 & z_4)^T = \mathbf{r}_p + {}^p\mathbf{r}_4 \end{cases} \quad (1-7)$$

[0133] 其中: x_1 、 x_2 、 x_3 、 x_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心在手术器械坐标系 {q} 之 x 轴上的坐标值; y_1 、 y_2 、 y_3 、 y_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心在手术器械坐标系 {q} 之 y 轴上的坐标值; z_1 、 z_2 、 z_3 、 z_4 分别表示第一至第四敏感元件的中心在手术器械坐标系 {q} 之 z 轴上的坐标值。

[0134] 根据式 (1-5) 下对沿某方向的冗余力的个数的定义, 在本实施例中, x 轴方向的力, 沿 x 轴方向, 在力的传导路径上只被测量一次, 所以 $n_x = 1$ 。同理, 对沿某方向的冗余力矩的个数的定义, 在本实施例中, $n_y' = 1$, $n_z' = 1$ 。结合式 (1-5)、(1-6) 和 (1-7), 可以得到手术器械末端所受的接触力为:

$$[0135] \quad \begin{pmatrix} \mathbf{F}_q \\ \mathbf{M}_q \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{f}_1 + \mathbf{f}_2 + \mathbf{f}_3 + \mathbf{f}_4 \\ \mathbf{r}_1 \times \mathbf{f}_1 + \mathbf{r}_2 \times \mathbf{f}_2 + \mathbf{r}_3 \times \mathbf{f}_3 + \mathbf{r}_4 \times \mathbf{f}_4 \end{pmatrix} \quad (1-8)$$

[0136] 由上述式 (1-8), 可以得到手术器械末端沿手术器械坐标系 {q} 之 x 轴的力 (轴向力), 以及沿手术器械坐标系 {q} 之 y 轴与沿手术器械坐标系 {q} 之 z 轴的力矩, 即

$$[0137] \quad \begin{cases} F_{px} = -f_{x1} - f_{x2} - f_{x3} - f_{x4} \\ M_{py} = -f_{x1}z_1 - f_{x2}z_2 - f_{x3}z_3 - f_{x4}z_4 \\ M_{pz} = f_{x1}y_1 + f_{x2}y_2 + f_{x3}y_3 + f_{x4}y_4 \end{cases} \quad (1-9)$$

[0138] 由式 (1-9) 可知, 在力传感器 400 上布置四个敏感元件 402, 可实现一个、二个或三

个方向上力的测量。具体来说,当 z_1 、 z_2 、 z_3 、 z_4 均取值为零时,沿手术器械坐标系之 y 轴的力矩 M_{py} 即为零;当 y_1 、 y_2 、 y_3 、 y_4 均取值为零时,沿手术器械坐标系之 z 轴的力矩 M_{pz} 即为零;当然, x_1 、 x_2 、 x_3 、 x_4 的取值均为零且各自不相同。

[0139] 本实施例中,可根据测量需要,预先在系统中获取各个敏感元件在手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的坐标值,并根据这些坐标值来确定各个敏感元件在套管上的安装位置,从而满足一维至多维力的测量。当仅需要测量一维的接触力时,可令各个敏感元件在 y 轴以及 z 轴上的坐标均为零;当需要测量多维的接触力时,可令各个敏感元件在 y 轴上的坐标不为零,或者在 z 轴上的坐标不为零,亦可 y 轴和 z 轴上的坐标均不为零,从而实现二维或三维力的测量。然后,根据安装需要设计套管结构,将镂空结构中不需要安装敏感元件的部分机加工去除形成柔顺结构4011,使得一个套管截面上的力通过柔顺结构4011传递。

[0140] 上述实施例对力传感器的测量原理进行了详细说明,当然,本发明包括但不限于局限于上述实施中所列举的构型,任何在上述实施例提供的构型基础上进行变换的内容,均属于本发明所保护的范围。本领域技术人员可以根据上述实施例的内容举一反三。

[0141] 此外,本实施例的力传感器不限于三维力的测量(即一维力和二维力矩),亦可以是二维力,甚至是六维力(即三维力和三维力矩)的测量,对于多维力的测量,所述敏感元件的数量至少不小于接触力的维数。在具体设计传感器时,首先需要确定测力的维数,如需要测量 n 维力,则至少需要 n 个相互独立的敏感元件;其次,可以先设定敏感元件的安装位置和朝向为未知数,推导出最终的测力计算公式(如式(1-10));根据测量力的方向确定敏感元件的安装方式,如需要测量 x 方向的力,则通过合理的布置敏感元件的位置(即确定了 x 、 y 、 z 坐标)和朝向(即确定了 f_x 、 f_y 、 f_z),保证该方向上的表达式不为0,即实现了该方向上力的测量;最后根据相互独立的敏感元件设计柔顺结构的方位,需保证的位置和朝向与敏感元件的位置和朝向相同。以上所述为基本要求,在工程实际中,为了提高结构强度及可靠性可以一个圆周上设计出如本文所述的镂空结构,由多个(≥ 2)敏感元件组合完成某方向上力的测量。

[0142] 综上所述,本发明提供的力传感器用于装载于手术器械的末端以测量手术器械末端的接触力,且该力传感器具有一个能够与手术器械固接的套管,套管的设置具有如下优点:

[0143] 第一,针对一台手术所采用的多套手术器械,不同手术器械上可以安装同一个套管来传递手术器械的变形,与将敏感元件直接安装于手术器械的末端相比,套管的设置可以避免不同手术器械上敏感元件测量一致性所带来的测量差异,由此提升测量精度和测量的准确性;

[0144] 第二,利用套管与手术器械连接,可以避免敏感元件随手术器械一同报废;由于手术器械本身是一种耗材,但敏感元件却可以重复利用,若将敏感元件与手术器械一同报废,显然不经济,提高了使用成本。

[0145] 在本发明的一个较佳实施例中,多个敏感元件以预定的方式排布在套管的柔顺结构上,且每个敏感元件在手术器械坐标系下具有一个预设的坐标值,根据预设的坐标值可以确定各个敏感元件在柔顺结构上的安装位置,从而实现手术器械末端接触力的一维或多维的测量,这样的测量方式,仅需调整各个敏感元件相对于手术器械坐标系的位置即可实现接触力一维至多维的测量,接触力的测量更为方便和简单。

[0146] 此外,本发明还提供了一种手术机器人系统,包括从端设备,所述从端设备包括机械臂以及上述的手术器械,所述机械臂的末端与所述手术器械可拆卸连接,并驱动所述手术器械围绕一不动点运动。进一步,所述手术机器人系统还包括主端设备,所述主端设备包括示力装置,所述控制单元与所述主端设备和所述从端设备通讯连接,所述控制单元从所述手术器械的敏感元件获取所述末端执行器受到的接触力,并传输至所述示力装置。

[0147] 所述示力装置可以是成像系统5,以在成像系统5中显示手术器械3的受力信息。所述示力装置也可以是设有马达的主手7,所述主手7接受手术器械3的受力信息后,作用于医生手部,以使医生能直接感受到手术器械3的受力。

[0148] 进一步,所述从端设备包括内窥镜以及用于与所述内窥镜可拆卸连接的持镜臂。为了便于医生在内窥镜视野下了解手术器械的受力状况,还需将上述测量得到的手术器械末端的接触力转换到内窥镜坐标系下进行描述,这样便可获得手术器械末端所受到的接触力在内窥镜视野下的受力状态(包括力 eF 和力矩 eM),从而便于医生根据反馈回的接触力调整相关的手术操作。

[0149] 将得到的手术器械3受到的等效合力 F_q 和等效合力矩 M_q 依据下式(1-10)转换至内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下,即得到手术器械3受到的接触力 F 在内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的描述。

$$[0150] \quad \begin{pmatrix} {}^eF \\ {}^eM \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^eR & \mathbf{0} \\ -S^T({}^er) {}^eR & {}^eR \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_q \\ M_q \end{pmatrix} \quad (1-10)$$

[0151] 其中, eF 为内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的等效合力; eM 为内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的等效合力矩; eR 表示从手术器械坐标系 $\{q\}$ 到内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的旋转矩阵(即表示手术器械末端相对于内窥镜下的姿态); ${}^er = (r_x \ r_y \ r_z)^T$ 表示手术器械坐标系 $\{q\}$ 到内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的位置矢量(即手术器械末端点相对于内窥镜末端点的位置); $(\cdot)^T$ 表示矩阵的转置; $S({}^er)$ 表示矢量 er 所对应的反对称矩阵。其中:

$$[0152] \quad S({}^er) = \begin{pmatrix} 0 & -r_z & r_y \\ r_z & 0 & -r_x \\ -r_y & r_x & 0 \end{pmatrix} \quad (1-11)$$

[0153] 本实施例中,内窥镜坐标系 $\{e\}$ 的原点位于内窥镜视场的中心。具体的,内窥镜坐标系 $\{e\}$ 的原点设在内窥镜4的末端点处,且内窥镜坐标系 $\{e\}$ 具有x轴、y轴和z轴,其中,内窥镜坐标系 $\{e\}$ 的x轴取其机械臂2上内窥镜4镜面的垂直方向,可选地,内窥镜坐标系 $\{e\}$ 的x轴的正方向为内窥镜4的近端(即与机械臂2连接的部位)指向内窥镜末端点的方向。内窥镜坐标系 $\{e\}$ 的y轴为垂直于x轴方向,类似地,z轴的方向根据需要设定,内窥镜坐标系 $\{e\}$ 的z轴根据右手法则确定。进一步优选,对于立体内窥镜,内窥镜坐标系 $\{e\}$ 的y轴取两个镜面的中心连线。此处,由于内窥镜坐标系 $\{e\}$ 建立的技术为本领域技术人员习知的技术,故而,本领域技术人员在本申请公开的内容基础上,应当知晓如何在内窥镜末端点处建立内窥镜坐标系 $\{e\}$,与此同时也应当知晓如何在手术器械末端点处建立手术器械坐标系 $\{q\}$,还应当知晓如何通过变换描述这些坐标系间的相对位置和姿态关系,来获得手术器械坐标系 $\{q\}$ 下的手术器械的受到的接触力 F 在内窥镜坐标系 $\{e\}$ 下的描述。

[0154] 上述描述仅是对本发明较佳实施例的描述,并非对本发明范围的任何限定,本发明领域的普通技术人员根据上述揭示内容做的任何变更、修饰,均属于权利要求书的保护范围。

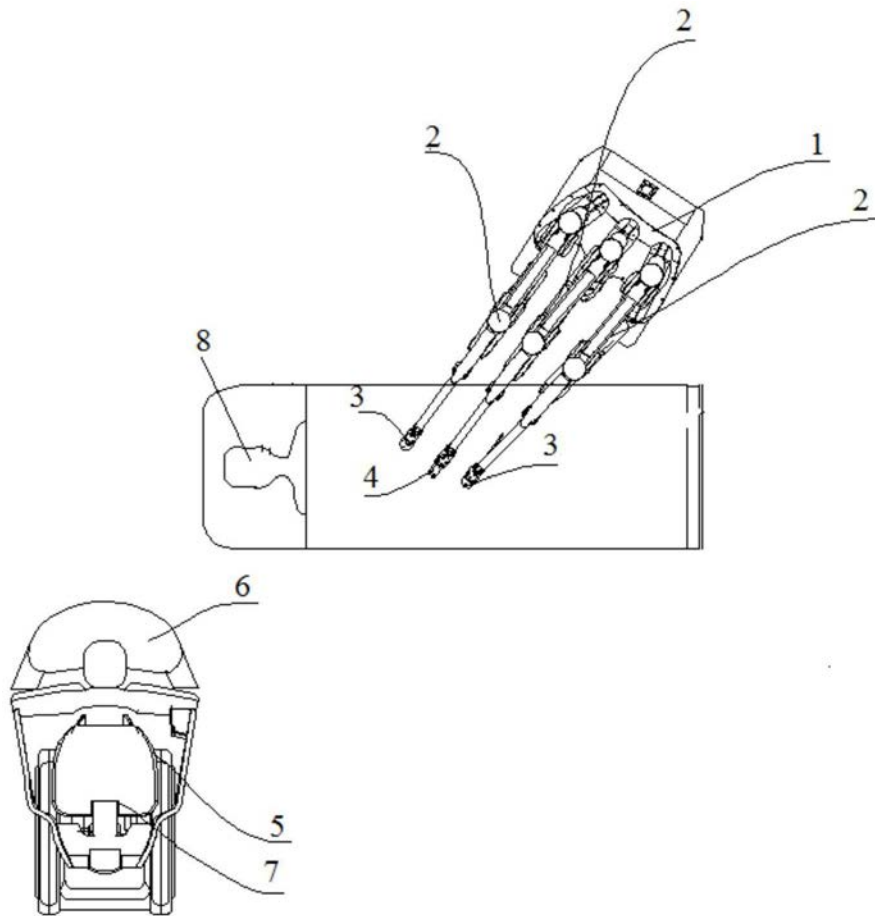


图1

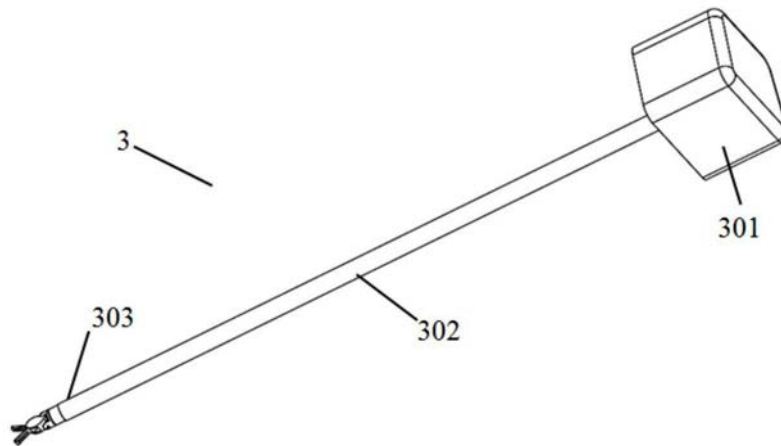


图2

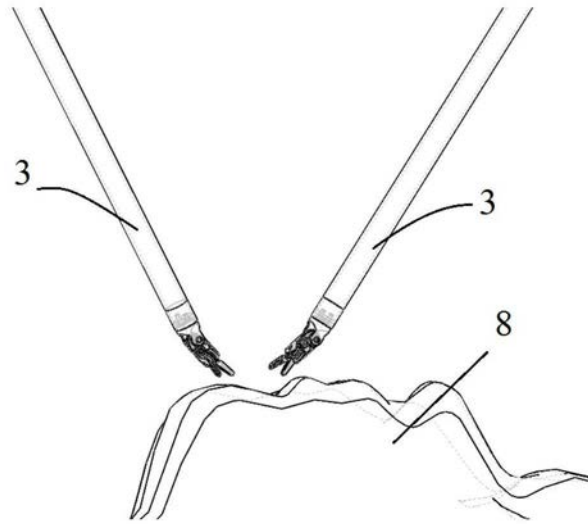


图3

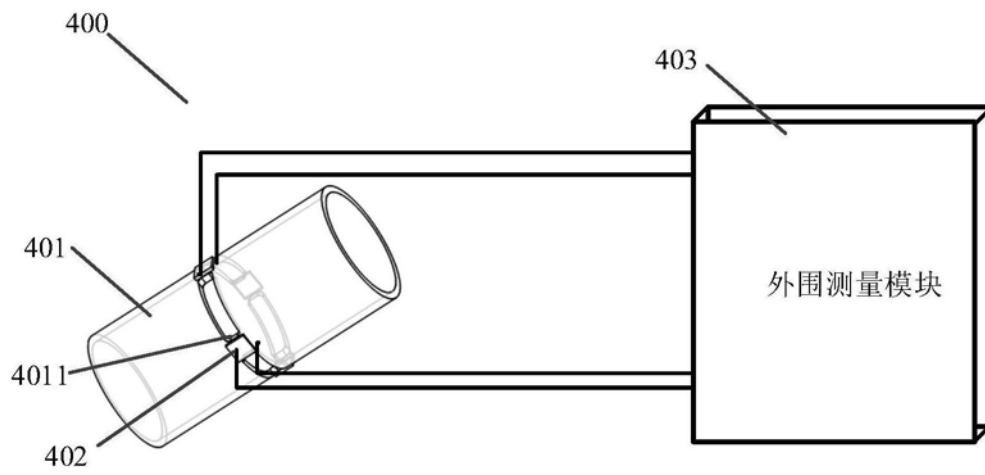


图4a

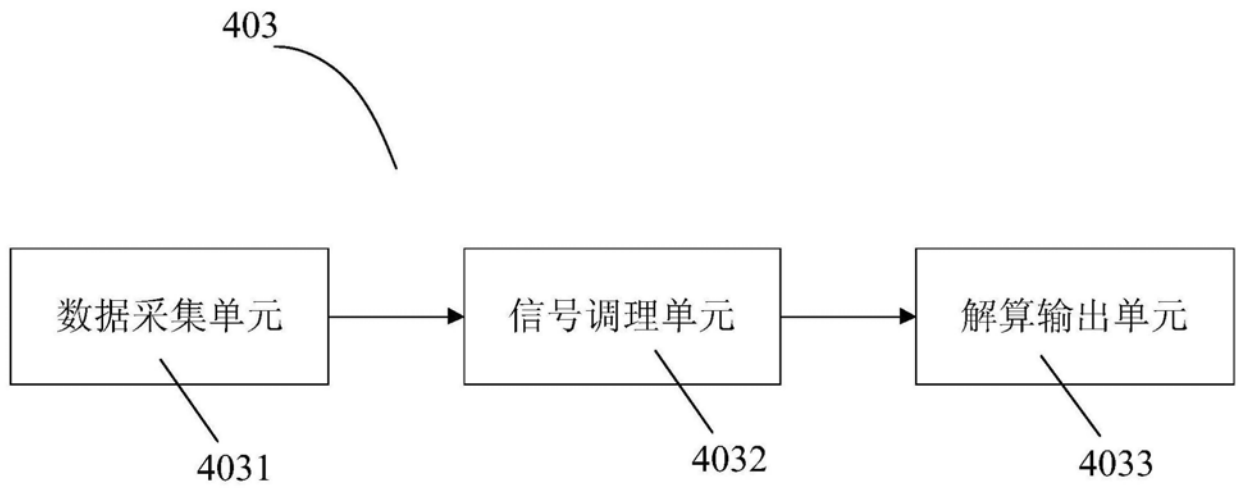


图4b

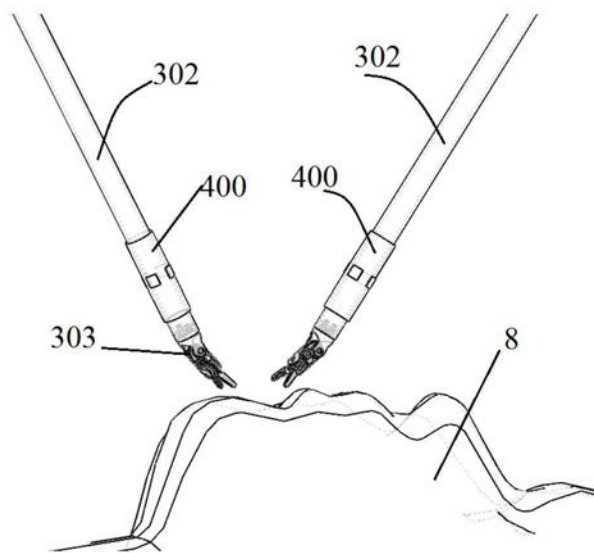


图5a

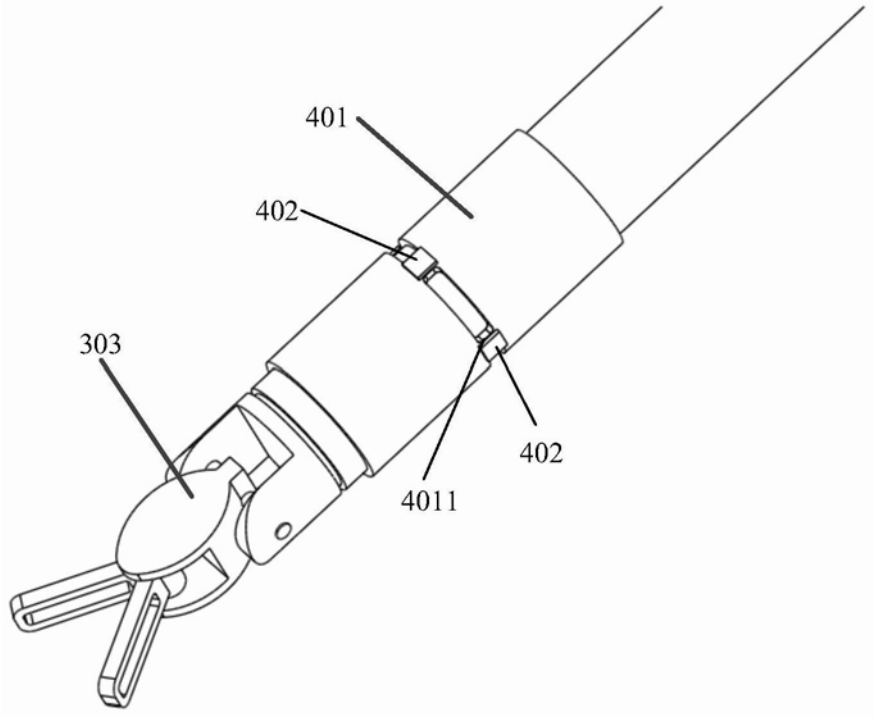


图5b

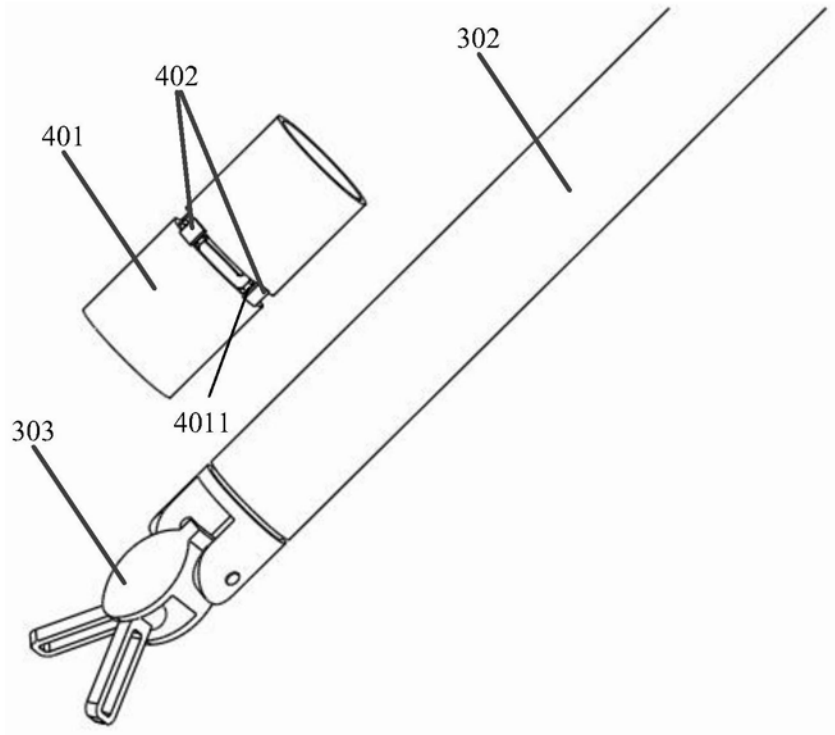


图6a

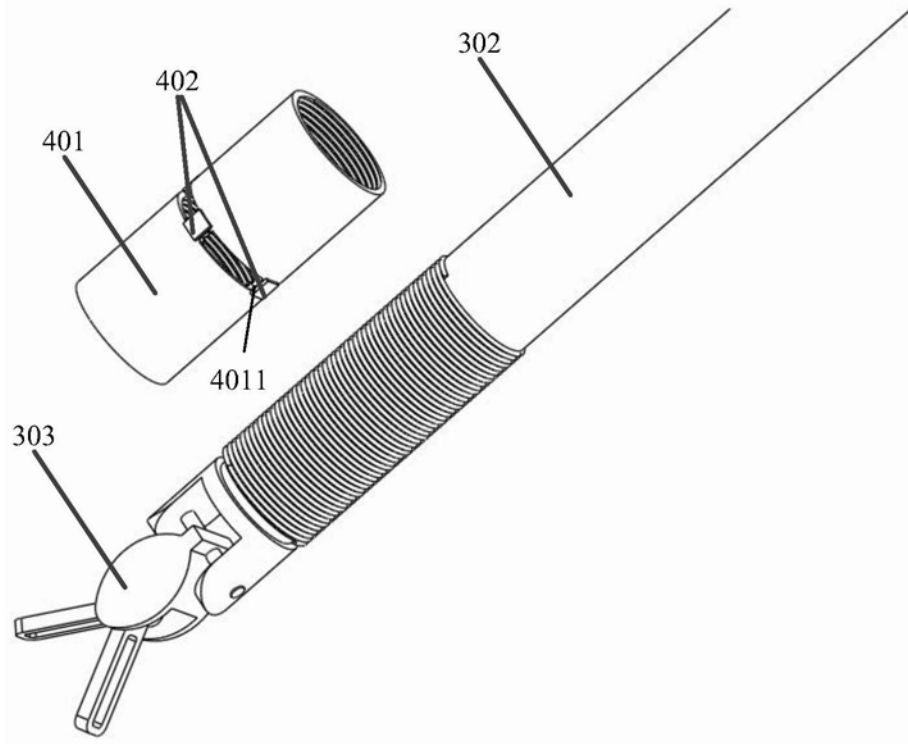


图6b

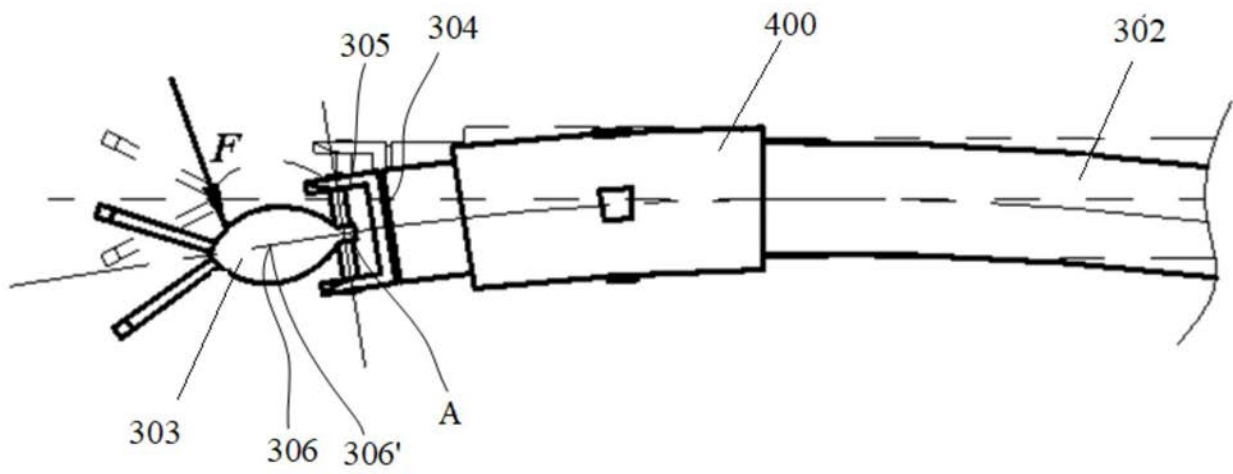


图7a

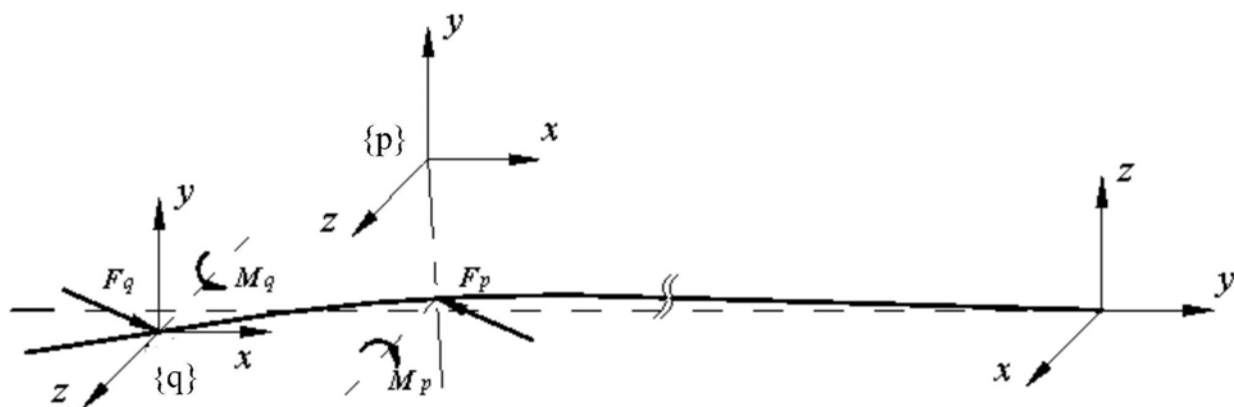


图7b

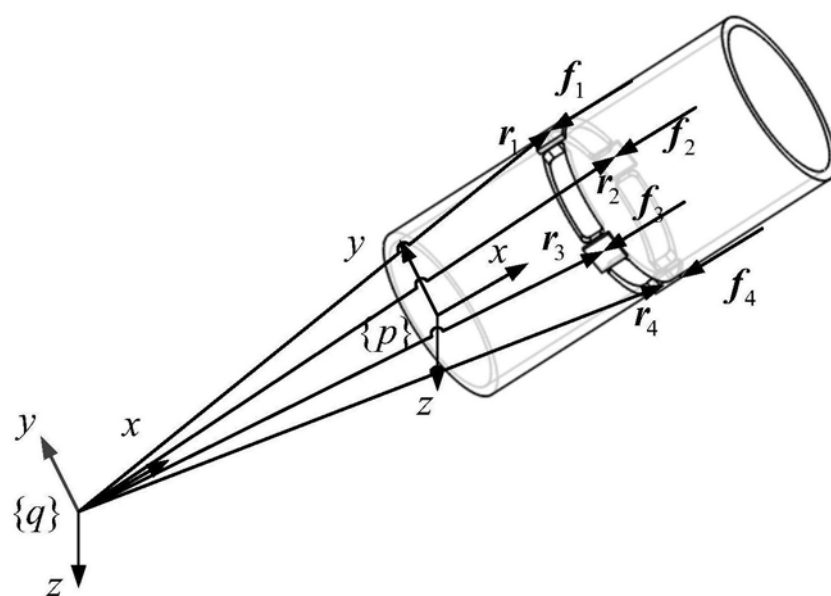


图8

专利名称(译)	手术机器人系统及其手术器械		
公开(公告)号	CN108433814B	公开(公告)日	2019-12-24
申请号	CN201810218810.2	申请日	2018-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	微创(上海)医疗机器人有限公司		
申请(专利权)人(译)	微创(上海)医疗机器人有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	微创(上海)医疗机器人有限公司		
[标]发明人	夏玉辉 何超 李涛 王家寅 师云雷		
发明人	夏玉辉 何超 李涛 王家寅 师云雷		
IPC分类号	A61B34/37		
CPC分类号	A61B34/37 A61B34/70 A61B34/76 A61B34/77 A61B34/30 A61B2034/302 A61B2090/064 A61B2090/065		
审查员(译)	曾宪章		
其他公开文献	CN108433814A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种手术机器人系统及其手术器械，有助于提升手术器械末端的接触力测量的精度和准确性。所述手术器械包括机械结构、套管和力传感器，所述机械结构包括器械杆和与器械杆末端连接的末端执行器；所述套管固定或可拆卸套接于器械杆的末端；所述力传感器包括敏感元件和与敏感元件连接的外围测量模块，所述敏感元件设置于套管上用于获取套管的变形信息；所述外围测量模块根据敏感元件获取的变形信息，获得敏感元件测量得到的应力，并根据所述敏感元件测量得到的应力、敏感元件的位置以及敏感元件的敏感轴方向，获得套管受到的器械杆对其作用力的等效合力以及作用力的等效力矩，进而获得手术器械的末端执行器受到的接触力。

