



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105496557 B

(45)授权公告日 2018.11.30

(21)申请号 201610034867.8

(22)申请日 2011.01.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105496557 A

(43)申请公布日 2016.04.20

(30)优先权数据

61/304,094 2010.02.12 US

12/839,642 2010.07.20 US

(62)分案原申请数据

201180009341.X 2011.01.28

(73)专利权人 直观外科手术操作公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 G·M·普里斯科 T·W·罗杰斯

V·多文戴姆 M·J·科瑞特

C·J·莫尔 K·D·斯托伊

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 赵志刚 孙娜燕

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

A61B 17/00(2006.01)

审查员 文丽丽

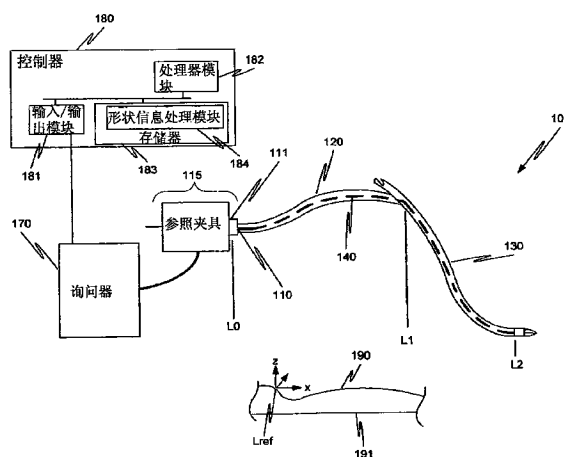
权利要求书1页 说明书15页 附图6页

(54)发明名称

使用扭转不敏感的形状传感器进行绝对三维测量的方法和系统

(57)摘要

一种设备包括一个参照夹具。该参照夹具包括一个接头、以及追踪该接头运动的一个接头追踪器。该设备还包括一个手术器械。一个系链被连接在该接头与该手术器械之间。一个形状传感器从该参照夹具延伸穿过该接头、穿过该系链、并且进入该手术器械中。该形状传感器基本上没有扭转。该接头追踪器测量该接头的运动。来自该形状传感器的信息与来自该接头追踪器的信息相结合提供了相对于该参照夹具的绝对三维信息,即,提供了在一个固定的通用参照系内的绝对三维信息。



1. 一种设备,其包括:

参照夹具,该参照夹具被安装在固定的通用参照系的第一位置处,所述参照夹具包括接头;

位于所述固定的通用参照系内的插管,所述插管具有近端和在所述近端处的插管开口;

形状传感器,该形状传感器延伸穿过该参照夹具并进入所述插管,其中所述形状传感器以曲线成形以在所述形状传感器延伸进入所述插管的区域处形成已知特征;和

第一系链本体,所述形状传感器延伸穿过所述第一系链本体,所述第一系链本体连接在所述接头与所述插管之间,其中所述形状传感器在所述系链本体中基本上没有扭转;

其中来自所述形状传感器的信息用于产生相对于所述固定的通用参照系的绝对三维信息。

2. 如权利要求1所述的设备,其中来自所述形状传感器的信息用于产生所述插管的所述近端的姿态信息。

3. 如权利要求1所述的设备,其进一步包括:

手术器械,其尺寸被设计为插入所述插管,其中所述形状传感器包括连接到所述手术器械的远端。

4. 如权利要求3所述的设备,其中来自所述形状传感器的所述信息用于产生所述手术器械的第一部分的姿态信息。

5. 如权利要求3所述的设备,其进一步包括:

第二系链本体,所述形状传感器延伸穿过所述第二系链本体,所述第二系链本体在所述插管和所述手术器械之间延伸。

6. 如权利要求1所述的设备,其进一步包括:

位于所述固定的通用参照系内的第二插管;和

第二形状传感器,所述第二形状传感器延伸穿过所述参照夹具,所述第二形状传感器连接到所述第二插管。

7. 如权利要求1所述的设备,其中所述参照夹具包括具有至少一个自由度的接头。

8. 如权利要求7所述的设备,其中所述参照夹具包括接头追踪器,其中所述接头追踪器跟踪所述接头的运动并且其中来自所述接头追踪器的信息结合来自所述形状传感器的信息用于产生相对于所述固定的通用参照系的所述绝对三维信息。

9. 如权利要求1所述的设备,其中所述参照夹具连接到微创遥控操作手术系统的操纵器并且利用所述操纵器在所述固定的通用参照系中可移动。

10. 如权利要求1所述的设备,其中所述第一系链本体由扭转刚性材料形成。

11. 如权利要求1所述的设备,其中所述形状传感器是非圆形截面,其阻止所述形状传感器在所述第一系链本体内旋转。

12. 如权利要求1所述的设备,其进一步包括:

带衬内腔,其延伸穿过所述第一系链本体,其中所述形状传感器延伸穿过所述带衬内腔,并且

其中所述带衬内腔内衬有材料,以允许所述形状传感器在所述带衬内腔内自由旋转。

13. 如权利要求1所述的设备,其中所述形状传感器通过传感器询问器被询问。

使用扭转不敏感的形状传感器进行绝对三维测量的方法和系统

[0001] 本申请是国际申请日为2011年1月28日,进入国家阶段日为2012年8月13日的名称为“使用扭转不敏感的形状传感器进行绝对三维测量的方法和系统”的中国专利申请201180009341.X的分案申请。

[0002] 相关申请

[0003] 本申请要求以下各项的优先权和权益:2010年2月12日提交的,标题为“Method and System for Absolute Three-Dimensional Measurements Using a Twist-Insensitive Shape Sensor (使用扭转不敏感的形状传感器进行绝对三维测量的方法和系统)”的美国临时申请No.61/304,094,其发明人为Giuseppe M.Prisco、Theodore W.Rogers、Vincent Duindam、Myriam J.Curet、Catherine J.Mohr、Katherine D.Stoy,通过引用将其全文结合在此。

技术领域

[0004] 本发明的多个方面涉及感知信息来表征微创手术器械,并且更具体地涉及用来获得微创手术器械的形状信息和绝对三维姿态信息的形状传感器。

背景技术

[0005] 微创手术中的一个重发性问题是确定手术中使用的一个器械的姿态和/或形状。而且,确定病人体内的解剖学位置以及将MRI图像或其他图像与在手术过程中获得的病人图像相关联需要三维的测量。

[0006] 目前用来获得关于柔性手术器械的形状信息的方法包括基于相机和视觉的方法、基于惯性传感器和陀螺仪传感器的方法、以及基于电磁场传感器的方法。而且,存在可以触及两个不同的位置并且确定这两个位置之间的相对关系的机械系统。

[0007] 这些方法在感知精度和准度、对环境条件的敏感性、实际应用中的浸入力方面受到限制,并且一般仅可以提供手术器械的某个离散数目的点的位置信息。而且,所测量的距离是相对距离而非绝对距离。

[0008] 已知光纤形状传感器。参见例如美国专利号5,798,521 (1997年2月27日提交)、美国专利号US 6,389,187B1 (1998年6月17日提交)、美国专利申请公开号US 2006/0013523A1 (2005年7月13日提交)、以及Roger G.Duncan et al,Characterization of a Fiber-Optic Shape and Position Sensor,Smart Structures and Materials 2006:Smart Sensor Monitoring Systems and Applications(D.Inaudi et al.eds.), 6167Proceedings of SPIE 616704 (2006年3月16日),将所有这些通过引用结合在此。光纤形状传感器已经被用于感知微创手术器械中的接头角度。参见例如美国专利申请公开号US 2007/0156019 A1 (2006年7月20日提交)以及NASA Tech Briefs,NASA-Inspired Shape-Sensing Fibers Enable Minimally Invasive Surgery (2008年2月1日),<http://www.techbriefs.com/content/view/2585/>,二者均通过引用结合在此。

[0009] 典型地,光纤形状传感器通过光时域反射测量术(OTDR)或通过光频域反射测量术(OFDR)来工作。大多数途径使用了一种背散射方法,该方法测量由光纤形状的变化所造成的背散射光的变化。使用的散射原理包括瑞利散射、拉曼散射、布里渊散射以及荧光散射。在形状感知传感器中还使用了光纤布拉格光栅以及克尔效应。一些光纤布拉格光栅形状传感器对扭转(twist)是不敏感的。因此,如果该形状传感器被扭转,则使用该扭转的形状传感器获得的姿态信息是不正确的。

[0010] 对于形状感知还使用了其他技术。例如,将电磁场与安装在内窥镜上的传感器结合使用以确定一个内窥镜的位置。参见美国专利申请公开号2007/0249901 A1(2006年3月28日提交,披露了“Instrument Having Radio Frequency Identification Systems and Methods for Use(具有射频标识系统的器械和使用方法)”),将其通过引用以其整体结合在此。而且,已经使用了压阻式柔性形状传感器的阻力变化来测量形状变化。

发明内容

[0011] 在一个方面,一种设备包括一个参照夹具。该参照夹具包括一个接头、并且在一个方面包括追踪该接头运动的一个接头追踪器。该设备还包括一个手术器械。一个系链被连接在该接头与该手术器械之间。一个形状传感器从该参照夹具延伸穿过该接头、穿过该系链、并且进入该手术器械中。该形状传感器基本上没有扭转/扭绞(twist)。

[0012] 来自该形状传感器的信息与来自该接头追踪器的信息相结合提供了相对于该参照夹具的绝对三维信息,即,提供了在一个固定的通用参照系内的绝对三维信息。在该固定的通用参照系内的这种绝对三维信息与来自传统方法的信息形成了对比,所述传统方法提供一个手术器械的多个元件之间的相对距离、多个手术器械之间的相对距离、或进行医疗手术的病人体内的多个位置之间的相对距离。

[0013] 在固定的通用参照系内获得绝对的三维形状和姿态数据的能力在医疗手术中提供了新水平的能力。此外,在该固定的通用参照系内的绝对的三维姿态数据(位置和取向)允许记录例如在该固定的通用参照系内的不同的图像,并且叠加所需要的图像以促进一个更熟悉的手术过程。

[0014] 在一个方面,该接头仅具有一个自由度。例如,该接头是一个滚动接头并且这一个自由度是滚动。在另一个例子中,该接头包括一个球和螺杆接头/螺旋接头(screw joint)。在另一个方面,该接头具有多个自由度,其中包括该一个自由度。

[0015] 对该接头或接头组合中的自由度数目进行选择以辅助外科医生移动该手术器械。手术器械与参考结构之间的扭转刚性的系链可以抑制/限制外科医生操纵该手术器械。因此,在参考结构中使用一个接头或接头组合来辅助以该手术器械的所有自由度来操纵该手术器械。在该系链没有抑制该手术器械的操纵或者这种抑制作用在手术器械的使用中不显著的方面,可以在参考结构中使用具有零个自由度的接头并且不需要接头追踪器。

[0016] 该系链限定了沿着该系链的纵向轴线延伸的一个内腔,并且该形状传感器延伸穿过该内腔。在一个方面,该系链是扭转刚性的。

[0017] 在另一方面,一个衬里延伸穿过了该系链中的内腔。该衬里包括一个衬里内腔并且该形状传感器延伸穿过了该衬里内腔。该衬里由一种材料制成,使得该形状传感器在该衬里内自由转动。在一个方面,该材料是一种氟化聚合物。

[0018] 在另一方面,一个处理器对来自连接到参照夹具上的接头追踪器的信息进行处理以产生第一姿态。该接头追踪器测量了连接在该系链上的接头的运动。该系链将该接头连接至手术器械。该参照夹具被固定到一个位置以限定一个用于微创手术的固定的通用参照系/参照框架。

[0019] 该处理器还处理来自形状传感器的信息以产生第二姿态信息,该形状传感器延伸穿过该接头和该系链。该处理器使用该第一姿态信息和第二姿态信息来在该固定的通用参照系内产生该手术器械的近端部分的绝对三维姿态。

[0020] 在一个方面,该形状传感器延伸至该手术器械的一个远端部分。该处理器对来自该形状传感器的这个区段的信息进行处理以产生第三姿态信息。该处理器使用该第一姿态信息、第二姿态信息以及第三姿态信息来在该固定的通用参照系内产生该手术器械的远端部分的绝对三维姿态。该处理器还在该固定的通用参照系内产生了该手术器械的形状。

[0021] 在一个方面,该手术器械是一种柔性手术器械,如内窥镜。在另一方面,该手术器械是一种插管。在又一个方面,该手术器械是一种蛇形机器人手术器械,这是柔性手术器械的一个例子。

[0022] 在另一方面,一种方法将手术器械连接到系链的远端上。该系链的一个近端被连接到一个参考结构的接头上。该参考结构还包括测量该接头的运动的接头追踪器。这种方法使形状传感器延伸穿过该接头和该系链而进入该手术器械中。该形状传感器提供了信息,用于相对于该参考结构来确定该手术器械的一个部分/部件的绝对三维姿态。

[0023] 在一个方面,这种方法中的手术器械是一种插管并且该方法还包括将该参考结构连接到支撑遥控操作微创手术系统的操纵器的臂上。

附图说明

[0024] 图1是一种微创手术系统的一部分的图解视图,该系统包括多个元件用来在固定的通用参照系内产生绝对三维姿态和形状数据从而表征手术器械。

[0025] 图2A是具有第一非圆形截面的系链和形状传感器的截面视图。

[0026] 图2B是具有第二非圆形截面的系链和形状传感器的截面视图。

[0027] 图3是参照夹具的一个方面的透视截面图。

[0028] 图4A是一种遥控操作的微创手术系统的一部分的图解视图,该系统包括多个元件用来在固定的通用参照系内产生绝对三维姿态,用于多个手术器械。

[0029] 图4B是一种遥控操作的微创手术系统的一部分的图解视图,该系统包括多个元件用来在固定的通用参照系内产生绝对三维姿态和形状数据,用于另外多个手术器械。

[0030] 图5是光纤芯的图解视图。

[0031] 图6是光纤的近端的图解视图,具有示意性的参照系。

[0032] 图7是一个图解视图,其图示了在用于形状感知的光纤中多个区段开始位置处的参照系。

[0033] 在这些图中,一个参考号的第一位表示带有该参考号的要素首次出现的图。

具体实施方式

[0034] 本发明的多个方面包括一种设备100,该设备进而包括以下各项的组合:(i) 参照

夹具115(图1),其包括接头110以及追踪接头110的运动的接头追踪器111;以及(ii)形状传感器140,用于提供手术器械130的姿态信息。使用来自接头追踪器111的信息和来自形状传感器140的信息,处理器模块182在固定的通用参照系内在位置Lref处产生了手术器械130的绝对三维形状以及手术器械130的绝对三维姿态。

[0035] 如下面更全面地解释的,该固定的通用参照系的位置Lref对于具体的手术过程可以固定在外科医生所希望的位置。例如,在位置Lref的该固定的通用参照系相对于进行手术的病人是固定的、相对于遥控操作微创手术系统的操纵器是固定的,等等。在一些手术过程中,位置L0和位置Lref可以是同一个位置。

[0036] 典型地,参照夹具115被安装在位置L0处。位置L0的姿态与该固定的通用参照系之间的关系是已知的。因此,控制器180将位置L0的姿态映射到位置Lref处的固定的通用参照系。

[0037] 在一个方面,在将参照夹具115在位置L0处固定就位后,位置Lref被指派给另一个位置。例如,将位置Lref处的固定的通用参照系选择为在病人190的嘴处,其中x轴和z轴位于病人的矢状面内,z轴垂直于手术台191向上,并且z轴指向病人的脚。然后在一个记录步骤中,使用手术器械130的尖端来接触病人190和手术台191上的若干个预定的参考点。该处理器使用所测量的这些参考点相对于参照夹具115的位置来计算位置L0处的框架相对于该固定的通用参照系Lref的位置和取向。

[0038] 在这个示例中,位置Lref是在病人的嘴处,并且位置L0的姿态,其是形状传输(shape sending)的开始,被映射到位置Lref处的固定的通用参照系。因此,将这些绝对测量结果(下面相对于参照夹具115上的一个位置处的参照系进行更全面地描述)被映射到位置Lref处的固定的通用参照系。在这个例子中,位于夹具115中位置L0处的参照系内的绝对测量结果(如下面更全面地说明的)被自动映射为在病人上的位置Lref处的固定的通用参照系内的绝对测量结果。

[0039] 当位置Lref处的固定的通用参照系相对于进行手术的病人被固定时,设备100提供了手术器械130相对于病人的绝对三维形状和姿态的数据。这种绝对三维信息与来自传统方法的信息形成了对比,该传统方法提供手术器械的多个元件之间的相对距离、多个手术器械之间的相对距离、或进行医疗手术的病人体内的多个位置之间的相对距离。

[0040] 在固定的通用参照系内获得绝对的三维形状和姿态数据的能力在医疗手术中提供了新水平的能力。此外,相对于该固定的通用参照系的该绝对的三维姿态数据(位置和取向)允许记录,例如在该固定的通用参照系内的不同的图像并且叠加所需的这些图像以促进一个更熟悉的手术过程。

[0041] 在图1的方面,参照夹具115包括具有至少一个自由度的接头110和接头追踪器111。参照夹具115被适配为固定至感兴趣的位置上,例如手术台的一部分、遥控操作微创手术系统上的一个位置,等等。用来固定该参照夹具115的手段是在使用期间将该参照夹具牢固附着于所希望的位置的任何传统手段。

[0042] 系链120被连接在参照夹具115的接头110与手术器械130之间。在一个方面,系链120具有近端,该近端连接在参照夹具115中的接头110上。系链120的远端连接到手术器械130上。系链120的近端在该一个自由度上的运动导致了接头110在该一个自由度上的运动。系链120的特性在下面更全面地描述。接头110的移动辅助了外科医生在该一个自由度上操

纵手术器械,因为接头120有助于系链120在这个自由度上的移动。

[0043] 系链120的近端的运动被传递至接头110。接头追踪器111测量了接头110的运动并对控制器180提供信息。在这个例子中,考虑了具有单个自由度的接头并且在下面更全面地描述的示例中,该接头是一个滚动接头。

[0044] 使用具有单个自由度的接头仅是示意性的并且不旨在进行限制。如下面更全面地说明的,在该参照夹具处可以测量一个或多于一个自由度。使用滚动接头也只是示意性的。可以使用的另一种接头是球和螺杆接头。鉴于本公开,本领域的普通技术人员可以在该参照夹具中应用一个接头或接头组合,该接头具有适当数目的自由度以辅助在手术器械被连接在系链上时使用该手术器械。

[0045] 手术器械130可以是多种不同的手术器械中的任何一种。例如,手术器械可以是在腹腔镜检查手术中使用的器械、在天然孔内经腔内镜手术(NOTES)过程中使用的器械、插管、蛇形机器人手术器械、用于建立参考位置的探针、或在该柔性医疗器械的绝对三维姿态和形状信息很有用的医疗手术中使用的任何柔性器械。

[0046] 在图1的方面,手术器械130表示为在远端具有末端执行器的柔性手术器械。这仅是示意性的并且并非旨在将手术器械130限制于仅仅柔性的手术器械。

[0047] 形状传感器140从参照夹具115延伸穿过接头110和接头追踪器111、穿过系链120并且进入手术器械130而到达手术器械130的远端部分。在图1的方面,形状传感器140被展示为穿过了参照夹具115、接头110和接头追踪器111、系链120以及手术器械130中每个之中的内腔。这仅是示意性的并且不旨在限制于这个具体的例子。鉴于本公开,本领域的普通技术人员可以相对于参照夹具115、穿过接头110和接头传感器111、穿过系链120和手术器械130来定位该形状传感器140,以提供为了测定所用手术器械的绝对三维姿态和形状所必须的信息。

[0048] 在一个例子中,形状传感器140是形状感知光纤并且在询问器170中使用了光频域反射测量术。具体而言,形状感知光纤使用了光纤布拉格光栅。使用光纤布拉格光栅仅是示意性的并且不旨在限制于这个具体的产生背散射的机制。鉴于本公开,可以使用其他的管线形状感知技术,包括但不限于瑞利散射、拉曼散射以及布里渊散射。

[0049] 此外,使用形状感知光纤也仅是示意性的并且不旨在进行限制。对于一种具体类型的形状传感器140,使用了用于该形状传感器的询问器。使用与下面更全面地描述的相同的技术来处理来自该询问器的数据以获得绝对三维数据。因此,如之前描述的,这个示例展示了使用形状感知光纤来产生绝对三维姿态信息并且不旨在限制于所描述的这种具体的形状感知光纤。

[0050] 在一个方面,使用多芯的形状感知光纤来实现/实施该形状传感器140。在一个实例中,该光纤是三芯的光纤,如下面更全面地说明的。在其他实施方案中,可以使用各种数目的芯。

[0051] 询问器170询问该形状传感器140中的光纤并将形状信息提供给控制器180中的输入/输出模块181。处理器模块182中的处理器使用形状信息处理模块184来处理该输入/输出模块181所接收的信息。

[0052] 使用来自接头追踪器111的信息,确定了位置L0处该参照系的姿态。注意在这个例子中,位置L0处该参照系的位置是固定的,但是位置L0处该参照系的取向可以随着接头110

的移动而改变。取决于接头110的类型,位置L0处该参照系的位置和取向的不同自由度随着该接头的移动而改变。该处理器使用来自该形状传感器140的信息进行积分,如下面更全面地说明的。该积分产生了位置L1处的框架在位置L0处的参照系中的姿态信息。该处理器将这个姿态信息与位置L0处的参照系的姿态进行组合而产生了位置L1处的这个框架在位置Lref处的固定的通用参照系中的姿态信息。

[0053] 类似地,来自传感器140的信息从位置L0到位置L2的积分产生了位置L2处的框架在位置L0处的参照系中的姿态信息。将其与位置L0处的参照系的姿态进行组合产生了位置L2处的该框架在位置Lref处的固定的通用参照系中的姿态信息。该积分还提供了位置L1与L2之间的手术器械130在位置Lref处的固定的通用参照系中的形状信息。

[0054] 在这个例子中,位置L0处的起始位置 (x_0, y_0, z_0) 是固定的且已知的并且被映射到位置Lref处的固定的通用参照系。这个在该固定的通用参照系中起始位置在下面更全面地描述的例子中被用于偏移矢量 $\vec{v}_0$ 中(见表达式(17))。该固定的通用参照系的取向(包括来自接头追踪器111的测量结果)被用于坐标系矩阵中 $\overline{\vec{c}_0}$ (见表达式(9))。

[0055] 用于获得曲线坐标L0+S1处(即在位置L1处)的坐标 (x_n, y_n, z_n) 的步骤的更详细说明被描述于Giuseppe M.Prisco的,于2008年6月30日提交的,标题为“FIBER OPTIC SHAPE SENSOR(光纤形状传感器)”的美国专利申请号12/164,829的共同待审且共同受让的美国专利申请公开号US 2009/0324161 A1中,将其通过引用以其全文结合在此。

[0056] 形状传感器140邻近接头110和接头追踪器111被固定就位。(此处,远端是朝向手术器械130远离接头110和接头追踪器111并且近端是相反方向)。位置L0典型地在接头100追踪器111的中线处,以便形状传感器140被固定在离开位置L0、即离开所感知的区域的一个位置。

[0057] 用于将形状感知光纤固定就位的技术和方法被描述于共同受让的美国专利申请号12/164,297(标题为“FIXTURE FOR SHAPE-SENSING OPTICAL FIBER IN A KINEMATIC CHAIN(用于运动链中的形状感知光纤的夹具)”,发明人名字为Theodore W.Rogers和Giuseppe Prisco,并且于2008年6月30日提交)中,将其通过引用以其全文结合在此。而且,可以使用在典型行业中用于在光纤中产生服务环的传统技术。

[0058] 在一个方面,形状传感器140在该形状传感器140进入手术器械130的位置L1处具有一个已知特征,如已知的几何形状。在一个方面,手术器械130中形状传感器140的远端能自由移动。

[0059] 用于在手术器械130中的远端进入位置处实现形状传感器140中的一个已知特征的适当技术被描述于共同受让的美国专利申请号12/618000,其标题为“FIBER OPTIC SHAPE SENSOR(光纤形状传感器)”,发明人名字为Giuseppe M.Prisco,并且于2009年11月13日提交)中,将其通过引用以其全文结合在此。而且还参见共同受让的美国专利申请号12/618,082,其标题为“Method and System to Sense Relative Partial-Pose Information Using a Shape Sensor(使用形状传感器感知相对的局部姿态信息的方法和系统)”,发明人名字为Vincent Duindam等人,于2009年11月13日提交,将其通过引用以其全文结合在此。

[0060] 在一个方面,该已知特征在几何中心位于位置L1处的形状传感器140中是S曲线。形状传感器140所在的内腔可以被成型为提供这个已知特征,或者替代地,可使用形状传感

器140上的一个夹子或多于一个夹子来产生该已知特征。

[0061] 在形状传感器140的进入点处使用已知特征是可选的。替代地,可以测量该系链的长度以及在参照夹具115中从位置L0到该系链的近端的任何距离的长度以便确定位置L1。在一些应用中,对位置L1不感兴趣。典型地,对于柔性手术器械,感兴趣的是该手术器械的远端的最后半米到一米的形状以及该手术器械的远端的形状。

[0062] 在形状传感器140是多芯的形状感知光纤的方面,要小心防止形状传感器140在系链120和手术器械130中扭转,因为扭转使得所测量的形状信息歪曲了。事实上,在仅依赖于一个形状传感器来确定三维姿态的一些传统系统中,扭转的存在导致了不正确的测定结果。

[0063] 在一个方面,通过对系链120的本体以及手术器械130的本体使用扭转刚性的材料来缓解该形状传感器140的扭转(围绕其切向轴线的转动)。适合用于这些本体的材料包括在内窥镜本体中使用的材料。

[0064] 此处,扭转刚性的本体是在正常荷载和正常使用状态下使用时具有小于阈值的扭转度的本体。该阈值是在外科医生使用手术器械130时可能干扰其的扭转量,因为由于该形状传感器的扭转引起的测量误差,器械130的视觉图像没有跟随外科医生在操纵手术器械130时所做出的运动。实验显示,阈值加上或减去十度的扭转对大多数外科医生是可接受的。

[0065] 为了进一步限制形状传感器140的任何扭转,可以将扭转刚性的本体与该本体内具有非圆形截面的内腔和具有同样的非圆形截面的形状传感器结合使用。这样的截面防止了该形状传感器在该内腔内扭转并且因此任何扭转都是该扭转刚性的本体所传递的扭转。

[0066] 例如,在图2A中,扭转刚性的本体210A具有带有非圆形截面211A的内腔,并且形状传感器240A具有相同的非圆形截面。在图2B中,扭转刚性的本体210B具有带有圆化的三角形截面211B的内腔,并且形状传感器240B具有相同的圆化的三角形截面。

[0067] 图2A和2B中的截面仅是示意性的并且不旨在进行限制。当已知该形状传感器的截面形状时,可以在该扭转刚性的系链中形成具有基本上相同截面形状的内腔。例如,如果该形状传感器的截面是字母D的形状,则该系链中的内腔的截面将具有字母D的形状。

[0068] 在另一方面,通过将形状传感器140封闭在低摩擦的管路中来缓解形状传感器140的扭转,以便形状传感器140在该管路的内腔中自由转动并且不扭转超过该阈值,而与管路中的任何扭转无关。使该低摩擦的管路穿过该系链以及手术器械中的这些内腔。

[0069] 作为一个例子,该低摩擦的管路是由氟化聚合物形成的。氟化聚合物的一个例子是聚四氟乙烯(PTFE)。

[0070] 替代的,可以将扭转刚性的本体与插入该扭转刚性的本体的内腔中的低摩擦管路结合使用。不管是否使用扭转刚性的系链本体,在该系链的内腔中使用低摩擦的管路,或使用二者的组合,该形状传感器保持是基本上不扭转的。在此,基本上不扭转是指该形状传感器的扭转小于以上对于该扭转刚性的系链所描述的阈值。

[0071] 图3是参照夹具315的一个例子的透视截面图。参照夹具315的本体350具有内腔351,该内腔从第一边缘表面352到第二边缘表面353而延伸穿过本体350。本体350还包括多个螺纹螺孔,这些孔从第一边缘表面352并且从第二边缘表面353而延伸进入本体350中。在图3中,这多个螺纹螺孔中的螺纹螺孔363-1、363-3、364-1、364-3是可见的。这多个螺纹螺

孔被用来将滚动接头310固定到本体350上。

[0072] 滚动接头310包括安装在内腔351中的第一轴承361和第二轴承362。第一和第二轴承361、362支撑空心杆360,该空心杆穿过内腔351。空心杆360延伸超过第一边缘表面352。

[0073] 系链320被夹子321连接到延伸超过第一边缘表面352的空心杆360的末端上。因此,系链320的近端的滚动运动/横摇运动被传递至杆360。

[0074] 空心杆360也延伸超过第二边缘表面352并且穿过滚动接头追踪器311中的内腔,该内腔被固定到空心杆360上。因此,当杆360转动时,滚动运动被传递至滚动接头追踪器311并且由滚动接头追踪器311测量。滚动接头追踪器311是传统的光学接头追踪器并且因此是本领域的普通技术人员已知的。

[0075] 使用光学接头追踪器仅是示意性的并且不旨在进行限制。选择一个接头或多个接头时,可以选择适当的追踪机制。如果该接头没有自由度,则不使用接头追踪器。

[0076] 形状传感器340穿过空心杆360并且在形状传感器340邻近滚动接头追踪器311而穿出杆360的末端之后被固定就位。形状传感器340如以上描述的被固定就位。

[0077] 在图3的例子中,夹具315限制了单个自由度。在其他实现方式中,该参照夹具可以限制另外的自由度以改进该手术器械的可操纵性。

[0078] 在固定的通用参照系内获得三维形状和姿态测量结果的能力增强了微创手术过程可获得的能力。考虑了两个例子。在第一个例子中,组合地使用了遥控操作微创手术系统和腹腔镜检查系统。在第二个例子中,仅考虑了腹腔镜检查系统。

[0079] 第一个例子包括传统的遥控操作微创手术系统,如加利福尼亚州森尼维耳市直观手术公司(Intuitive Surgical, Inc.)制造的da Vinci®手术系统,并且使用了该系统对于其自身所具有的内部系统知识。第二个例子是一种总体上腹腔镜检查的形式,将所有信息直接与腹腔镜定位系统汇集在一起。

[0080] 在关于微创机器人手术系统的该第一个例子中,图4A中仅展示了该系统的一部分。推车405支撑多个操纵器。在这个例子中,展示了内窥镜相机操纵器406。

[0081] 安装在内窥镜相机操纵器406上的参照夹具415与参照夹具115相似,除了参照夹具415是连接到多个系链上,这些系链在这个例子中包括系链421和系链422。而且在这个例子中,位置Lref处的固定的通用参照系被限定在病人490上的一个位置处。穿过系链421的形状传感器的参照系被限定在位置L0-1处并且穿过系链422的形状传感器的参照系被限定在位置L0-2处。

[0082] 以上面关于图1所描述的相类似的一种方式,位置L0-1处的参照系中的姿态被控制器180映射到位置Lref处的固定的通用参照系。类似地,位置L0-2处的参照系中的姿态被控制器180映射到位置Lref处的固定的通用参照系。

[0083] 在这个例子中,穿过系链421的形状传感器在离开系链421并且进入插管431中之后具有一个已知特征,如S曲线。类似地,穿过系链423的形状传感器在离开系链422并且进入插管432中之后具有一个已知特征。插管431、432是具体的手术器械的例子。

[0084] 在这个例子中,参照夹具415包括:第一接头追踪器,该第一接头追踪器追踪该连接在系链421上的接头的运动,该系链进而连接至插管431上;以及第二接头追踪器,该第二接头追踪器追踪该连接在系链422上的接头的运动,该系链进而连接至插管432上。

[0085] 然而,在一些方面,即使该系链是扭转刚性的,在不提供在参考结构中具有任何自

由度的接头的情况下,该手术器械的可操纵性可能是足够的。例如,插管在附接至扭转刚性的系链上时可能是足够可移动的,从而不需要一个运动度的接头。在这种情况下,该参考结构中的接头具有零个自由度并且不使用接头追踪器。

[0086] 在插管431中的形状传感器的已知特征提供信息,该信息经过处理以确定在位置L3处插管431的姿态。来自传感器140的信息的积分(如下面更全面地描述的)是从位置L0-1进行到位置L3而产生位置L3处的框架在位置L0-1处的参照系中的姿态信息。将其与位置L0-1处的参照系的姿态进行组合产生了位置L3处的这个框架在位置Lref处的固定的通用参照系中的姿态信息。这个过程与以上关于图1的描述相同。使用同样的方法来获得位置L4处的插管432在位置Lref处的固定的通用参照系内的三维姿态。

[0087] 其上安装了参照夹具415的这个操纵器的三维姿态信息在微创手术系统内部是已知的。因此,在该固定的通用参照系内产生的插管431、432的姿态信息可以被映射到操纵器的参照系。

[0088] 手动插入的手术器械(图4B)的插入深度通过在被拴住的插管432与手术器械433之间增加第二系链423来进行测量。该形状传感器延伸穿过位置L0-2、穿过系链421到插管432、并且从套管432穿过系链423到手术器械433中的一个已知部件/特征(feature)。在图4B的例子中,在位置Lref处的固定的通用参照系内位置L5处的姿态以及在位置Lref处的固定的通用参照系内位置L4处的姿态被用来确定该插入深度。这两个位置的姿态之间的距离随着器械433被插入而减小。

[0089] 一种使用遥控操作微创手术系统的系统具有的显著优点在于,对相机的参考可以使用该系统已知的状态变量,如相机角度、相机尖端的插入深度以及焦点深度。在仅仅一个腹腔镜检查系统中,所有这些变量都必须直接测量。

[0090] 系链回到相同参考点的所有插管位置的直接测量可以以上面所描述的相同方式来建立这些器械插管相对于该相机插管的矢量。这种范围插入的深度可以用如上描述的另一个系链来测量。

[0091] 如以上说明的,在一个方面,使用一种带有光纤布拉格光栅的多芯的光纤来实现/实施该形状传感器。在一个实例中,该光纤是三芯的光纤,如下面更全面地说明的。在其他实施方案中,可以使用各种数目的芯。

[0092] 在这个例子中,询问器170询问该光纤并将来自该光纤的形状信息提供给控制器180中的输入/输出模块181。询问器170以标准的光学背散射反射计对该光纤中的每个芯执行光频域反射测量术。

[0093] 该形状信息作为离散的曲线坐标 $S(t)$ 的函数被分析。控制器180的处理器模块182中的处理器在储存于储存器183的形状信息处理模块184中执行计算机指令。该处理器确定位置L0处的参照系。该处理器然后从位置L0处的参照系的位置到位置L1处的已知部件/特征(feature)的几何中心来进行积分。在一个方面,该已知部件/特征的几何中心的位置是通过寻找代表该已知特征的形状标志的中心而确定。

[0094] 该积分(见下面的表达式(15))产生位置L1处的已知特征的 $x-y-z$ 位置和取向,这进而可以用于确定该已知特征相对于位置Lref处的固定的通用参照系的位置和几何中心的角度。

[0095] 对于获得曲线坐标L0+S1处的坐标 (x_n, y_n, z_n) 的方法的更详细说明被描述于共同

待审的且共同受让的美国专利申请公开号US 2009/0324161 A1中,将其通过引用以其全文结合在此。

[0096] 图5是光纤芯500的一种结构的图解视图。其他的结构展示在共同待审的且共同受让的美国专利申请公开号US 2009/0324161 A1中。

[0097] 在图5中,为清楚起见省略了周围的包皮和光纤。所示的这许多竖线中每条都代表单独的、相邻的光纤布拉格光栅。如下面所说明的,每个芯是在单个光纤中具有三个或更多个芯的一种芯。

[0098] 如以上指出并在图5中示出的,对于该光纤并且因此对于芯500和其他芯(未示出)限定一个曲线坐标系 $S(t)$ 。在一些情况下,坐标系 $S(t)$ 的原点的位置 L_0 是相对于夹具115限定的,如以上描述的。

[0099] 一旦限定了原点位置 L_0 ,就在沿着该芯的位置之间限定了一个或多于一个形状感知区段。一个芯的每个限定的形状感知区段包含一个完整的光纤布拉格光栅的一部分或一个完整的光纤布拉格光栅、或许多相邻的光纤布拉格光栅。如图5中所示,芯500具有沿着其整个场地限定的光纤布拉格光栅,形状感知区段518被限定在该芯的远端处,在该光纤布拉格光栅结构的芯中没有限定另外的区段。形状感知区段在位置 L_9 处开始并延伸了一段距离 S_9 。

[0100] 图6是光纤600的近端的图解视图,其中限定了一个示意性的参照系。如图6中所示,光纤600在一个包层600a中具有三个光纤布拉格光栅结构的芯602a、602b、602c。每个芯602a、602b、602c被定位在位于光纤600中心的一个等边三角形的顶点处。

[0101] 如图6中所示,对光纤600限定了一个笛卡尔参照系。该笛卡尔参照系的一个轴与这些芯之一相交(作为一种图示,显示x轴与芯602a相交)并且另一个轴与光纤600的中线相切(作为一种图示,显示的是z轴)。限定x轴延伸穿过一个芯提供围绕光纤600的一个转动参照物。x轴的限定是任意的并且可以基于植入/嵌入该光纤的运动链的几何形状。例如,可以使x轴与该光纤被植入在其中或与之关联的运动链的一个接头轴线对齐。

[0102] 当用一个与曲线坐标系 $S(t)$ 的原点一致的原点来定义时,图6中显示的笛卡尔参照系(x,y,z)用作一个基础系/基础框架(base frame)。当用一个区段开始位置处的原点来定义笛卡尔参照系时,该笛卡尔参照系用作形状感知区段参照系。可以类似地在一个区段结束位置定义笛卡尔参照系。虽然图6中显示了三个芯,但可以使用其他数目的芯(例如,两个相反(opposite)的芯用于平面弯曲测量,四个芯用于测量光纤扭转,等等)。

[0103] 图7是一个图解视图,示出了在用于形状感知的光纤中多个区段起点处的参照系。图7描绘了一种光纤700,该光纤在一个实施方案中配置有如图6中示出的三个芯(可以使用四个芯或其他的芯结构)。在光纤700中限定了两个形状感知区段。第一区段702a被定义为从曲线参考位置 L_0 (区段起点)到曲线参考位置 L_0+S_1 (区段终点)。第二区段702b被定义为从曲线参考位置 L_1 (区段起点)到曲线参考位置 L_1+S_2 (区段终点)。根据本发明的一个方面,第一笛卡尔参照系704a被定义在区段起点 L_0 处。参照系704a的z轴与光纤700的中线在区段起点 L_0 处相切。参照系704a的x轴延伸穿过这些芯中的一个,如在图6中图解示出并说明的。类似地,在区段起点 L_1 处定义了第二个笛卡尔参照系704b,参照系704b的z轴与光纤700的中线在区段起点 L_1 处相切。参照系704b的x轴与参照系704a的x轴延伸穿过同一个芯。

[0104] 图8中示出的基础参照系以及图7中示出的这两个区段起点参照系是相关的,因为

所有这三个都具有限定穿过相同芯(例如,芯702a)的法向轴(例如x轴)。

[0105] 下面示出了通过控制器180中的一个电子数据处理单元(有时简称为处理器)进行的计算。技术人员将理解的是,存在许多硬件、固件和软件选择来用于构建电子数据处理单元,并且必要的计算的实施可以鉴于本说明书来进行。

[0106] 局部应变的表达式 $\varepsilon(s)$ 被写为沿着给定光纤芯的距离的函数,

$$[0107] \quad \varepsilon_n = \varepsilon(\Delta d_n) \quad (1)$$

[0108] 其中 Δd 是每个指数 n 的距离增量。 Δd 的值通过基于OFDR的询问器的分辨率(resolution)来设定。例如,作为沿每个光纤芯的距离的函数的局部应变 $\varepsilon(s)$ 是通过对每个芯使用“光背散射反射计”(来自弗吉利亚州罗阿诺克Luna Innovations Incorporated的可商购的产品)获得的。此装置能够将反射光的相导数以沿光纤芯的距离的函数输出,如在Optical Backscatter Reflectometer User Guide Chaps 5-6,33-60(Luna Technologies, Inc.2004)(Document version 1.0for OBR control software version 0.42Beta)中所示,将其通过引用结合在此。这样的相导数信息与在表达式(1)中的所希望的局部应变 $\varepsilon(s)$ 成比例。

[0109] 对于预设的扰动,需要芯之间的微分应变。对于三个芯,所要求的微分应变是:

$$[0110] \quad \Delta \varepsilon_{p,n} = \varepsilon_{2,n} - \varepsilon_{1,n} \quad (2a)$$

$$[0111] \quad \Delta \varepsilon_{q,n} = \varepsilon_{3,n} - \varepsilon_{1,n} \quad (2b)$$

[0112] 其中 $\Delta \varepsilon_p$ 和 $\Delta \varepsilon_q$ 表示这两个微分应变阵列。

[0113] 这些微分应变接着可以通过使用简单的线性转换而转化成正交坐标系中的局部弯曲(local bend),

$$[0114] \quad \begin{bmatrix} \theta_{x,n} \\ \theta_{y,n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{px} & m_{qx} \\ m_{py} & m_{qy} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \varepsilon_{p,n} \\ \Delta \varepsilon_{q,n} \end{bmatrix} \quad (3)$$

[0115] 该 m 矩阵 $\overline{m}$ 是对该多芯的光纤的完全描述,获取这些芯的位置以及光纤在该坐标系中的初始旋转取向的效果。

[0116] 接着,使用这两个旋度值根据以下等式来创建一个与围绕x轴的角度 $\theta_{x,n}$ 的第一旋度和围绕y轴的 $\theta_{y,n}$ 的第二旋度的乘积相等的旋度矩阵:

$$[0117] \quad \overline{R}_{x,n} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}$$

$$[0118] \quad \overline{R}_{y,n} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix}$$

$$[0119] \quad \overline{R}_n = \overline{R}_{x,n} \overline{R}_{y,n} \quad (4)$$

[0120] 对于小角度的近似,以上表达式简化为:

$$[0121] \quad \overline{R}_n = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \theta_{y,n} \\ 0 & 1 & -\theta_{x,n} \\ -\theta_{y,n} & \theta_{x,n} & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

[0122] 其中,由于使用了一阶小角度近似, $\overline{\mathbf{R}}_n$ 仅在 $\theta_x \ll 1$ 并且 $\theta_y \ll 1$ 时是一个有效的旋度矩阵。

[0123] 如果使用足够小的空间增量,则不难满足以上条件。然后将这个旋度矩阵移动到该坐标系中在光纤上第n个位置处。以此方式,将计算结果沿该光纤的长度向下迭代,沿这个路径重新构建该切矢量并且限定该旋转坐标系的这些矢量。迭代公式为

$$[0124] \quad \overline{\mathbf{C}}_{n+1} = \overline{\mathbf{C}}_n \overline{\mathbf{R}}_n \quad (6)$$

[0125] 或者,当使用小角度近似时,是

$$[0126] \quad \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}_{n+1} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}_n \begin{bmatrix} 1 & 0 & \theta_y \\ 0 & 1 & -\theta_x \\ -\theta_y & \theta_x & 1 \end{bmatrix}_n \quad (7)$$

[0127] 而且,沿该阵列的任何位置处的坐标系由以下给出:

$$[0128] \quad \overline{\mathbf{C}}_p = \overline{\mathbf{C}}_0 \overline{\mathbf{R}}_0 \overline{\mathbf{R}}_1 \overline{\mathbf{R}}_2 \cdots \overline{\mathbf{R}}_p = \overline{\mathbf{C}}_0 \prod_{n=0}^p \overline{\mathbf{R}}_n \quad (8)$$

[0129] 这个坐标系矩阵的初始值

$$[0130] \quad \overline{\mathbf{C}}_0 = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}_0 \quad (9)$$

[0131] 描述了光纤在这个外部坐标系中的初始取向。如果该光纤最初沿z轴对齐,则这个矩阵将为

$$[0132] \quad \overline{\mathbf{C}}_0 = \begin{bmatrix} \sin \beta & -\cos \beta & 0 \\ \cos \beta & \sin \beta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}_0 \quad (10)$$

[0133] 在以上描述中,前两个矢量仍具有一个自由度,其是该光纤围绕其轴线的旋度/旋转(rotation),其与以上的m矩阵中旋转自由度相同。在许多实现方式中,这种情况基本上不是问题,因为它一般通过纤维植入在该运动链中或与之关联的方式并且通过校准而自动注意到。进一步,它意味着可以保持完全的一般性,即使初始矩阵被限制为

$$[0134] \quad \overline{\mathbf{C}}_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}_0 \quad (11)$$

[0135] 切矢量 $\vec{t}$ 是该 $\overline{\mathbf{C}}$ 矩阵的最后一列

$$[0136] \quad \vec{t} = \overline{\mathbf{C}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

[0137] 因此,在任何具体的点处的切矢量是之前的所有旋度矢量的积

$$[0138] \quad \vec{t}_p = \overline{\overline{C}}_0 \prod_{n=0}^p \overline{\overline{R}}_n \bullet \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

[0139] 沿光纤的任何点处的位置是所有之前的切矢量之和乘以它们所代表的光纤的长度

$$[0140] \quad \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_q = \Delta d \sum_{p=0}^q \vec{t}_p \quad (14)$$

[0141] 在该切矢量的表达式中进行代入给出了

$$[0142] \quad \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_q = \Delta d \sum_{p=0}^q \left[\left\{ \overline{\overline{C}}_0 \prod_{n=0}^p \overline{\overline{R}}_n \right\} \bullet \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right] \quad (15)$$

[0143] 对于一般性,可以增加一个任意的偏移矢量以将计算的坐标放入任何任意坐标系中。

$$[0144] \quad \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}_q = \Delta d \sum_{p=0}^q \left[\left\{ \overline{\overline{C}}_0 \prod_{n=0}^p \overline{\overline{R}}_n \right\} \bullet \hat{z} \right] + \vec{v}_0 \quad (16)$$

[0145] 其中

$$[0146] \quad \vec{v}_0 = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (17)$$

[0147] 并且

$$[0148] \quad \hat{z} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (18)$$

[0149] 为了计算在一个区段终点处的参照系相对于该区段起点处的参照系的位置和取向, $\overline{\overline{C}}_0$ 是恒等矩阵, 并且 $\vec{v}_0$ 是零矢量, 其表示区段起点处的参照系。替代地, 这种计算可以在另一个基础或通用系/框架 (frame) 中 (例如位于该运动链的基点处) 进行。在此情况下, $\overline{\overline{C}}_0$ 是指定该区段起点处的参照系相对于上述基础系的取向的 3×3 阶矩阵, 并且 $\vec{v}_0$ 是指定该区段起点处的参照系相对于上述基础系的位置的 3×1 阶矢量。

[0150] 如以上提到的, 在一些情况下, 量 Δd 从所使用的具体干涉仪的属性得知。替代地, Δd 可以通过使该光纤区段位于直线中 (例如使用一个夹具) 并且将从公式18计算的区段尖端位置与已知的区段物理长度进行比较而被校准。

[0151] 以上这些说明本发明的多个方面和实施方案的描述和附图不应被认为是限制性的, 权利要求书限定受保护的发明。在不偏离说明书和权利要求书的精神和范围的情况下,

可以进行各种机械的、组成的、结构的、电的、以及操作的改变。在一些情况下,为了避免模糊本发明,没有对熟知的电路、结构、以及技术进行详细地显示或说明。

[0152] 如在此使用的,光纤布拉格光栅包括芯折射率的一系列调整从而产生折射率的空间周期性。可以对这种间距进行选择使得来自每个指数变化的部分反射对于窄频带的波长固有地增加、并且因此在穿过一个更宽频带的同时仅反射这个窄频带的波长。在制造光纤布拉格光栅的过程中,这些调整可以间隔开一个已知的距离,由此造成一个已知频带的波长的反射。然而,当在该光纤芯上诱导一个应变时,这些调整的间距将根据该芯中的应变的量而改变。

[0153] 另外,本说明的术语不旨在限制本发明。例如,空间相关术语,例如“之下”、“以下”、“下部”、“之上”、“上面”、“近端”、“远端”等,可以用于描述如在这些图中示出的一个元件或特征与另一个元件或特征的关系。这些空间相关术语旨在包括除了图中所示的位置和方向之外,使用或操作中设备的不同位置(即,定位)以及方向(即,旋转布置)。例如,如果这些图中一个设备被翻转,描述为在其他元件或特征“以下”或“之下”的元件则应当在这些其他元件或特征“以上”或“之上”。因此,示例性术语“以下”可以包括之上和之下的位置和方向两者。另外地一个设备可以被定向(旋转90度或以其他方向)并且因此用在此使用的空间相关描述语进行解释。类似地,沿着并且环绕各个轴线移动的描述包括各种特定的设备位置和方向。

[0154] 单数形式“一”、“一个”和“该”也旨在包括复数形式,除非在上下文中另外地指出。并且,术语“包括”、“包括了”、“包含”等指出存在所述特征、步骤、操作、元件和/或部件但不排除存在和附加一种或更多种其他特征、步骤、操作、元件、部件和/或组。描述为偶联的部件可以是电性地或机械地直接偶联,或它们可以通过一个或多个中间部件的间接偶联。

[0155] 与机械结构或部件相关联术语“柔性的”应当作广义的解释。实质上,它是指结构或部件可以无损坏地弯折。例如,一种柔性机械机构可以包括一系列紧密间隔的、与蛇形排列中的“椎骨”相似的部件。在这样一种布置中,每个部件是一个运动链系中的一个短链接,并且各链接之间的可移动的机械限制物(例如,销栓铰链、球窝等等)可以允许这些链接之间的一个(例如,俯仰)或两个(例如,俯仰和偏航)自由度(DOF)的相对移动。作为另一个例子,一个柔性的机械结构可以是连续的,如关闭的可弯曲管(例如,镍钛合金、聚合物等等)或其他可弯曲的件(例如劈开的管、螺旋线圈等等)。因此,一个短的柔性结构可以用作、并且被模制成在运动链系的两个链接之间提供一个或多个DOF的单个机械限制物(接头),即使该结构本身可以是由若干偶联的链接制成的运动链。

[0156] 虽然图1中的存储器被图示为统一结构,但这不应被理解为要求整个存储器都处于相同的物理位置处。该存储器的全部或一部分可以处于与处理器不相同的物理位置。存储器是指易失性存储器、非易失存储器、或这两者的任何组合。

[0157] 处理器被连接到含有该处理器所执行的指令的存储器。这可以在一个计算机系统内、或者替代地通过经调制解调器和模拟线而连接到另一个计算机上、或数字接口以及数字进位线完成。

[0158] 在此,计算机程序产品包括如下介质:其被配置储存关于形状信息处理模块而描述的操作的任何一种或任何组合所需要的计算机可读代码或者在其中储存关于形状信息

处理模块而描述的操作的任何一种或任何组合需要的计算机可读代码。计算机程序产品的一些例子有CD-ROM磁盘、DVD磁盘、闪存、ROM卡、软盘、磁带、计算机硬盘驱动器、网络上的服务器以及网络上传输的代表计算机可读程序代码的信号。一个非瞬时的有形计算机程序产品包括如下的非瞬时的有形介质：其被配置储存关于形状信息处理模块而描述的操作的任何一种或任何组合所需要的计算机可读指令或者在其中储存关于形状信息处理模块而描述的操作的任何一种或任何组合所需要的计算机可读指令。非瞬时的有形计算机程序产品有CD-ROM磁盘、DVD磁盘、闪存、ROM卡、软盘、磁带、计算机硬盘驱动器、以及其他非瞬时的物理储存介质。

[0159] 鉴于本公开，在关于形状信息处理模块而描述的操作的任何一种或任何组合中使用的指令可以在多种多样的计算机系统配置中使用一个使用者感兴趣的操作系统和计算机程序语言来实施。

[0160] 所有例子和示出的参考文献都是非限制性的并且不应该被用来将权利要求限制为在此说明的具体的实现方式和实施方案以及它们的等效物。这些标题仅用于格式化并且不应该被用来以任何方式限制其主题，因为一个标题下的文本可以交叉引用或应用于一个或多个标题下的文本。最后，鉴于本公开，关于一个方面或实施方案所说明的具体特征可以应用于本发明的其他披露的方面或实施方案，即使它们并未在附图中明确显示出或以文本形式进行说明。

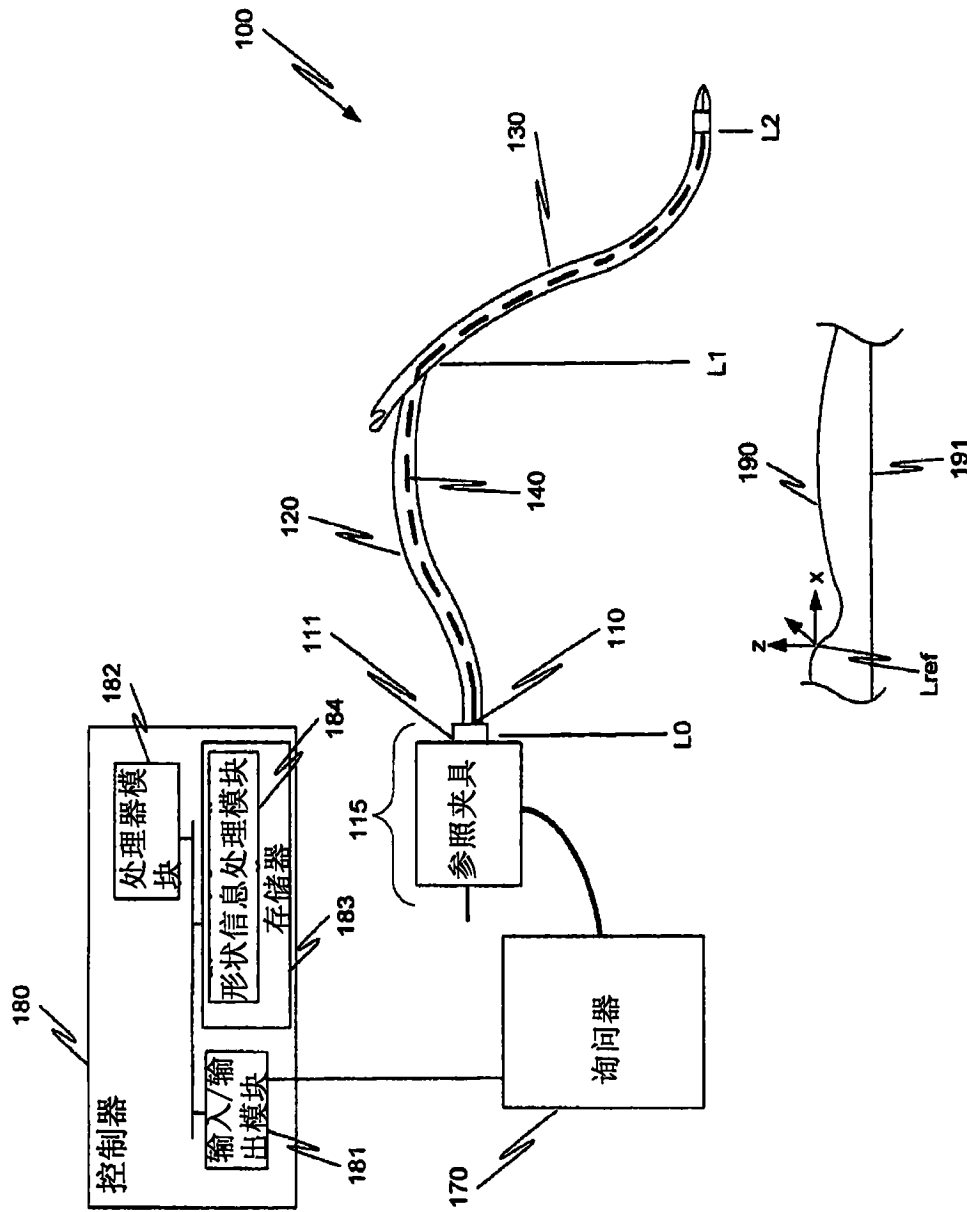


图1

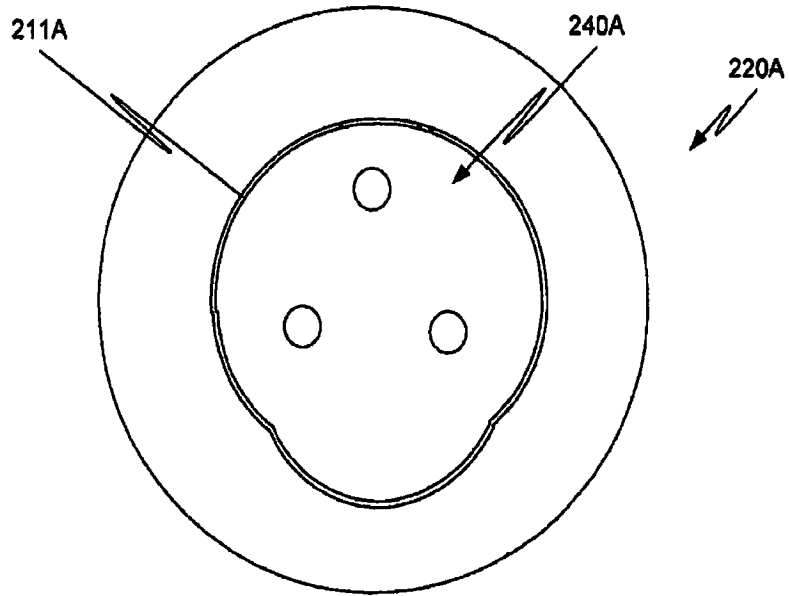


图2A

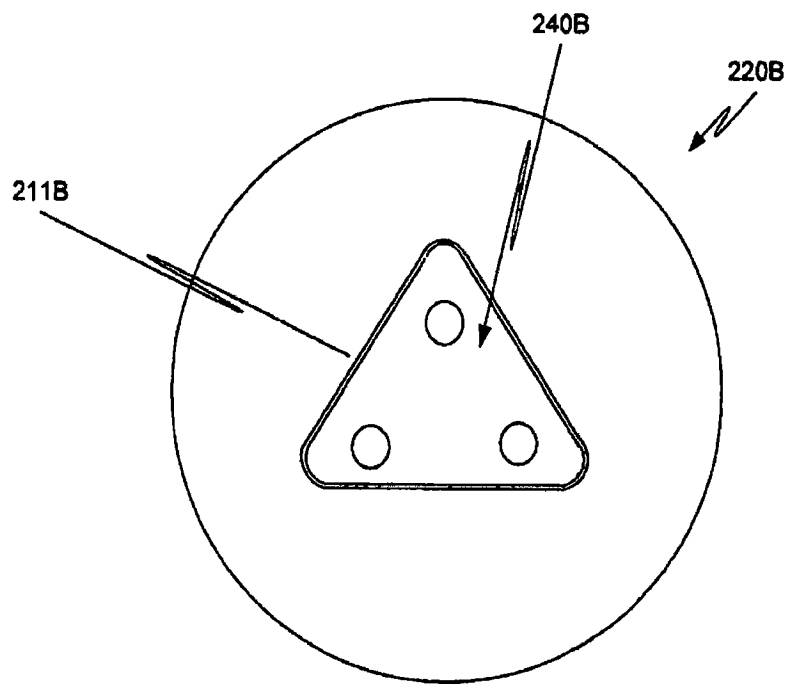


图2B

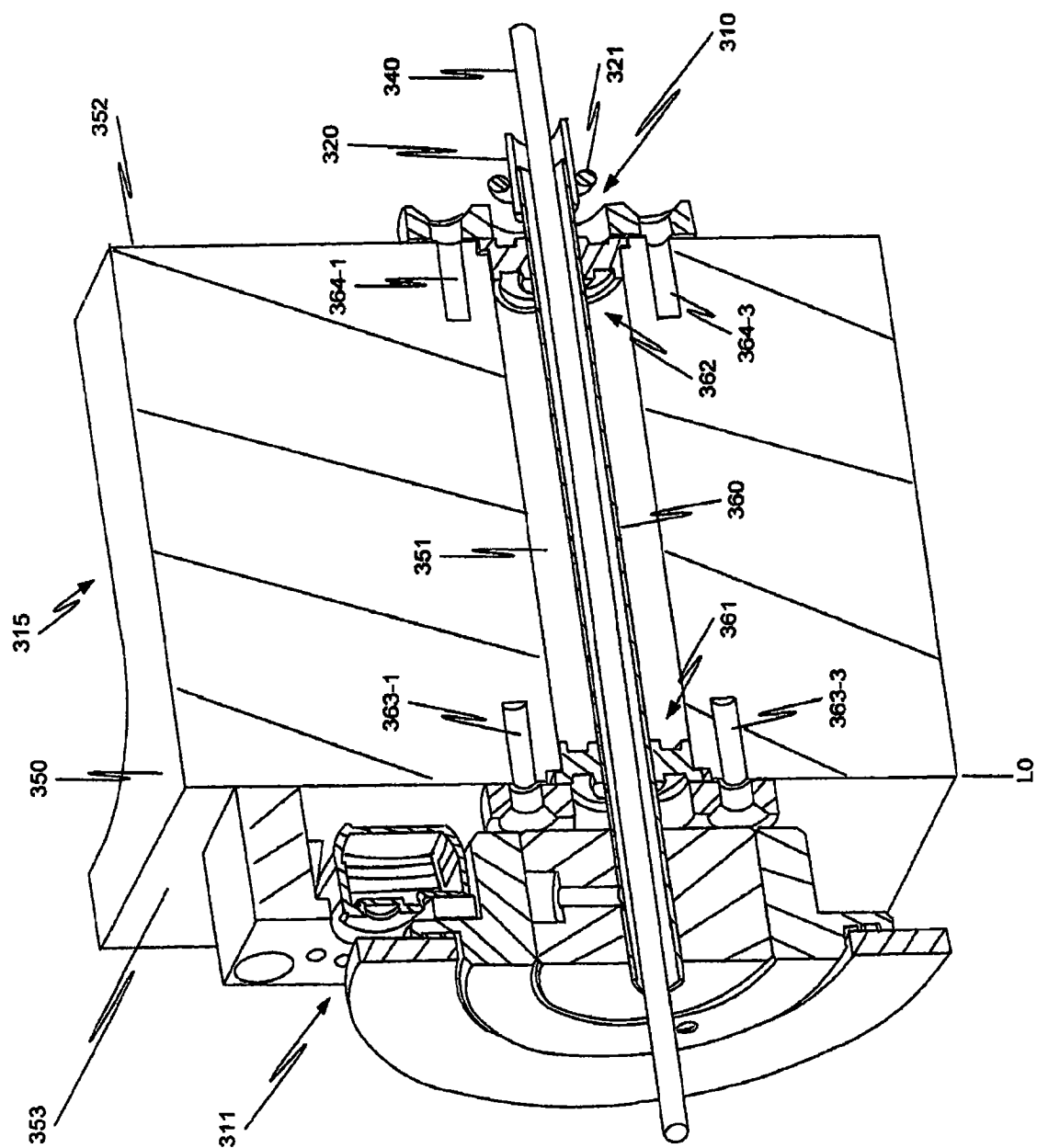


图 3

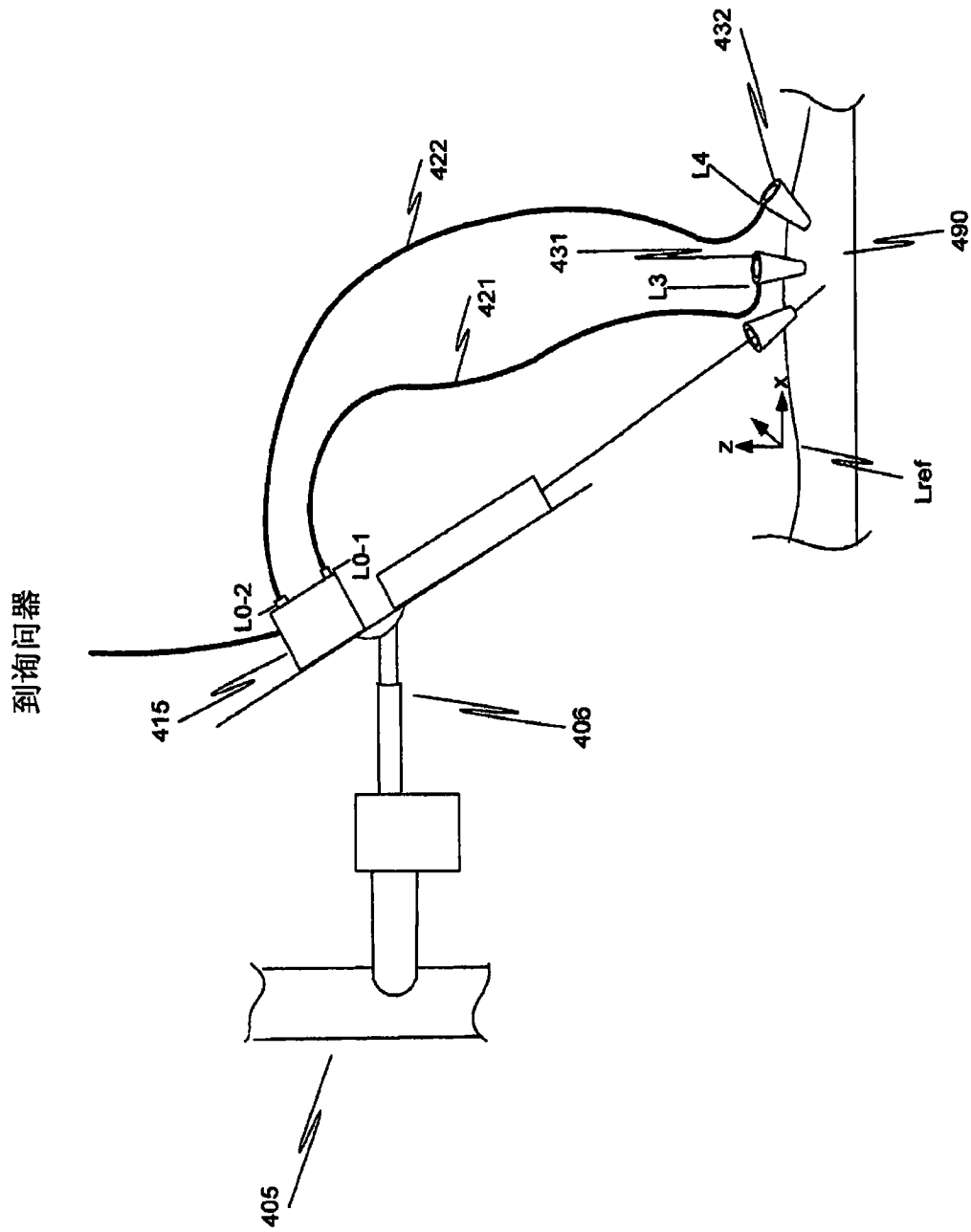


图4A

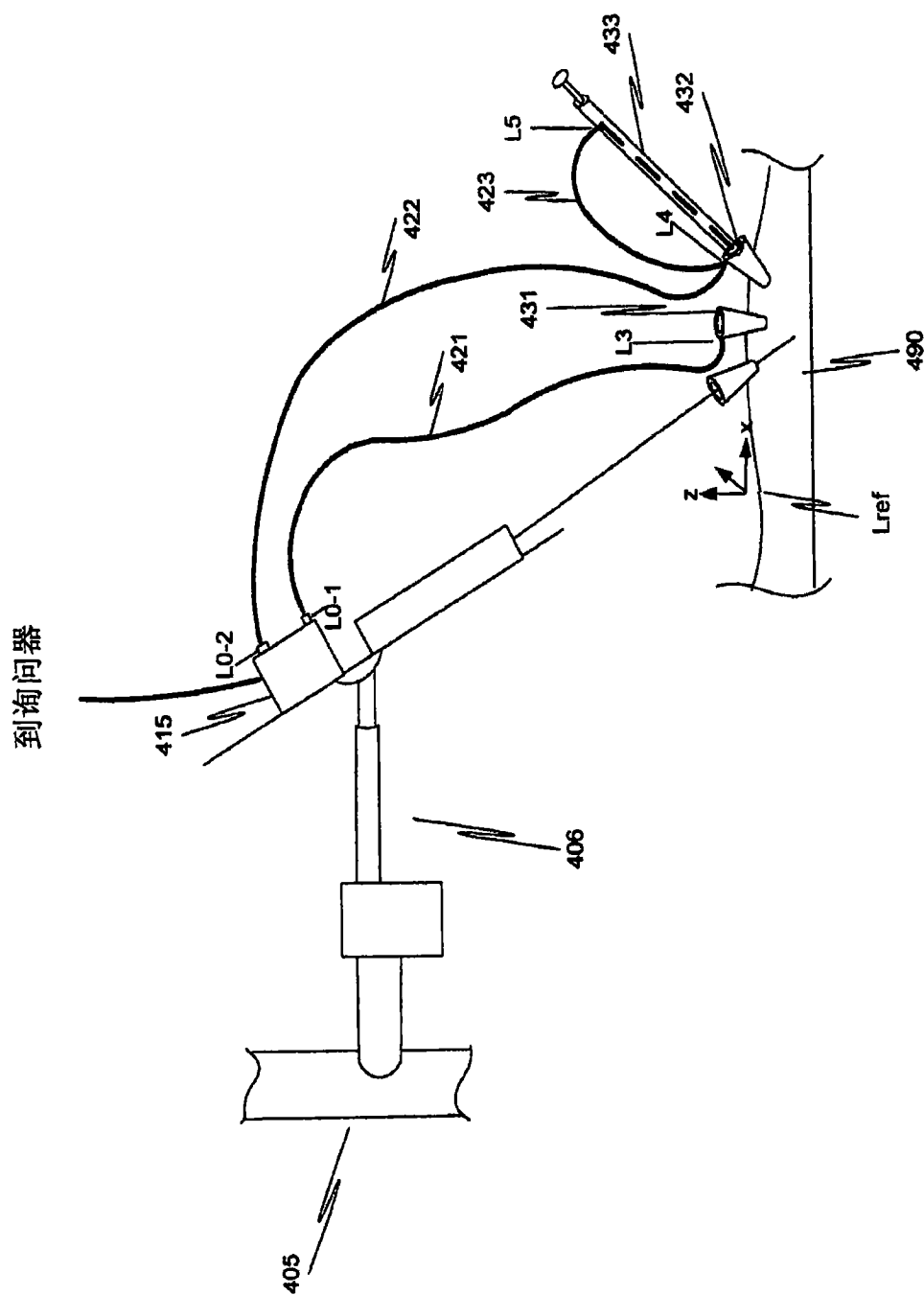


图4B

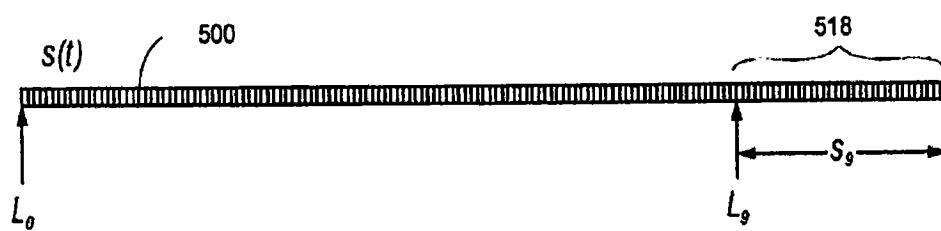


图5

