



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103037798 B

(45) 授权公告日 2016.03.16

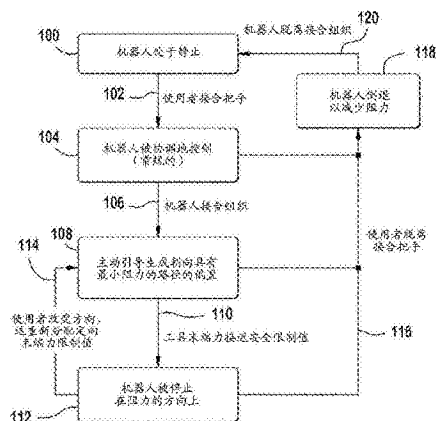
(21) 申请号 201180037143.4
 (22) 申请日 2011.08.02
 (30) 优先权数据
 61/370,032 2010.08.02 US
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2013.01.29
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/US2011/046278 2011.08.02
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02012/018823 EN 2012.02.09
 (73) 专利权人 约翰霍普金斯大学
 地址 美国马里兰州
 (72) 发明人 罗素·H·泰勒
 马尔辛·阿尔卡迪乌什·巴利茨基
 詹姆斯·塔哈拉·汉达
 彼得·路易斯·盖尔巴赫
 尤利安·约尔达基塔 阿里·于内里
 (74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理
 有限公司 11262
 代理人 张瑞 郑霞
 (51) Int. Cl.
 A61B 34/35(2016.01)
 B25J 13/08(2006.01) (续)

(56) 对比文件
 US 5572999 A, 1996.11.12,
 US 6246200 B1, 2001.06.12,
 US 2002/0032452 A1, 2002.03.14,
 CN 101390027 A, 2009.03.18,
 WO 02/060653 A2, 2002.08.08,
 Ben Mitchell, et al. development of remote microsurgery robot and new surgical procedure for retinal surgery. 《2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation》.2007, 全文.
 Peter Kazanzides, et al. Force Sensing and Control for a Surgical Robot. 《Proceedings of the 1992 IEEE International Conference on Robotics and Automation》.1992, 全文.
 Peter J. Berkelman, et al. A miniature microsurgical instrument tip force sensor for enhanced force feedback during robot-assisted manipulation. 《IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION》.2003, 第19卷(第5期), 全文.
 审查员 张文静
 权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称
 用于纤弱组织的手术操纵的微力引导协调控制

战需要外科医生把容易受到由非期望的力导致的出血和撕裂的脆弱组织精细地分层的视网膜剥离程序的辅助。

(57) 摘要
 用于辅助操作者在最小阻力的方向上操纵组织的微力引导协调控制的方法和系统。工具保持器接纳适合于被机器人和外科医生把持的手术工具。第一传感器测量所述手术工具的末端和感兴趣区域的组织之间的相互作用力。第二传感器测量外科医生和所述手术工具的把手之间的相互作用力。数据处理器被配置为执行算法以通过生成朝向具有最小阻力的路径的偏置来主动地引导所述手术工具并且根据把手输入力和末端力来限制所述手术工具的定向工具力。该功能提供了对挑



CN 103037798 B

[接上页]

(51) Int. Cl.

B25J 19/06(2006.01)

B25J 19/02(2006.01)

(56) 对比文件

Rajesh Kumar, et al.Preliminary

experiments in cooperative human robot force control for robot assisted microsurgical manipulation. 《Proceeding of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation》.2000, 全文.

1. 一种用于手术工具的协调控制的系统,包括:
工具保持器,其用于接纳适合于被机器人和外科医生把持的手术工具;
第一传感器,其用于测量所述手术工具的末端和感兴趣区域的组织之间的相互作用力;
第二传感器,其用于测量外科医生和所述手术工具的把手之间的相互作用力;以及
数据处理器,其被配置为执行算法,以通过生成朝向在所述手术工具的末端和所述感兴趣区域的组织之间的具有最小阻力的路径的偏置来主动地引导所述手术工具并且根据把手输入力和末端力来限制所述手术工具的定向工具力。
2. 根据权利要求1所述的用于手术工具的协调控制的系统,其中定向工具力限制值在外科医生改变所述工具的方向时被重新分配。
3. 根据权利要求1所述的用于手术工具的协调控制的系统,其中主动地引导的步骤基于所述手术工具的所述末端和所述感兴趣区域的所述组织之间的所测量相互作用力以及外科医生和所述手术工具的所述把手之间的所测量相互作用力。
4. 根据权利要求1所述的用于手术工具的协调控制的系统,其中数据处理器被配置为通过定义在所述手术工具的末端和感兴趣区域的组织之间的相互作用力的限制值来限制所述定向工具力。
5. 根据权利要求1所述的用于手术工具的协调控制的系统,其中所述系统用于钝化组织解剖。
6. 根据权利要求1所述的用于手术工具的协调控制的系统,其中数据处理器被配置为根据下式通过应用所述限制来限制所述定向工具力

$$\dot{x}_{lim} = \dot{x} \left(\frac{f_{lim} - |f_t|}{l_{lim}} \right)$$

其中 \dot{x} 是速度, f_{lim} 是在所述手术工具的末端和感兴趣区域的组织之间的相互作用力的限制值, f_t 是所述手术工具的所述末端和所述感兴趣区域的所述组织之间的所测量的相互作用力,以及其中具有长度 l_{lim} 的虚拟弹簧被用来确保在限制值边界处的稳定性。

7. 根据权利要求1所述的用于手术工具的协调控制的系统,其中数据处理器被配置为根据下式通过实施最小速度来生成朝向具有最小阻力的路径的偏置

$$\dot{x}_{min} = k_p(1 - r_t s_{min})f_h$$

其中 k_p 根据适用定律 $\dot{x} = k_p f_h$ 定义, \dot{x} 是速度, 并且 f_h 是外科医生和所述手术工具的所述把手之间的所测量的相互作用力; 其中, $r_t = |f_t| / ||f_t||$, f_t 是所述手术工具的所述末端和所述感兴趣区域的组织之间的所测量的相互作用力; 其中 s_{min} 是将把手力的比率设置成被局部地最小化的最小化的灵敏度。

用于纤弱组织的手术操纵的微力引导协调控制

[0001] 相关申请的引用

[0002] 本申请要求于 2010 年 8 月 2 日提交的美国临时专利申请第 61/370,032 号的权益, 该美国临时专利申请据此为了所有目的而通过引用并入, 如同在本文中充分地阐述。

[0003] 政府利益的声明

[0004] 本发明是通过美国政府的支持在由国立卫生研究院授予的第 EB007969 号拨款和由国家科学基金会授予的第 EEC9731478 号拨款下做出的。美国政府拥有本发明的某些权利。

技术领域

[0005] 本发明涉及用于手术工具的协调控制的方法和系统。更具体地, 本发明涉及用于纤弱组织的手术操纵的微力引导协调控制 (micro-force guided cooperative control) 的方法和系统。

背景技术

[0006] 视网膜显微手术是手术任务中的最具挑战性组中的一个, 这是由于人类感觉运动限制、对于精密和微型的检测仪器的需要以及在小且脆弱的环境中进行微米尺度的运动任务的固有困难。在视网膜手术中, 外科医生需要进行微米尺度操纵, 同时把力安全地施加于在感官知觉下的视网膜组织。手术表现还受到不精确仪器、生理性手震颤、差的可视化、对某些结构的可接近性的缺乏、患者运动以及来自于延长操作的疲劳的挑战。视网膜手术中的手术器械以被穿过巩膜 (眼睛的可见白壁) 插入的长细轴 (在直径上典型地为 0.5mm 至 0.7mm) 为特征。被这些工具施加的力经常远低于人类感觉阈值。

[0007] 外科医生因此必须依赖于视觉信号以避免把过度的力施加在视网膜上。这些视觉信号是被施加于组织的力的直接结果, 并且训练有素的外科医生通过撤回工具并且再次握持组织对该视觉信号做出反应以搜索可选择的路径。这使剥离过程中断, 并且要求外科医生小心地再次接近目标。传感不可觉察的微力信号以及使用机器人操纵器来抢先地反应具有允许连续剥离、增加任务完成时间以及使并发症的风险达到最小的潜在可能。所有的这些因素促成可能导致视力丧失的手术错误和并发症。

[0008] 一个示范性程序是视网膜前膜的剥离, 其中薄膜被使用精细的 (20-25Ga) 手术器械从视网膜的表面小心地分层。被施加在视网膜组织上的力经常远低于人类感觉阈值。在目前的实践中, 外科医生仅具有待依赖的视觉信号来避免施加过度的力, 这已经被观察到导致具有视力丧失的相关风险的视网膜损伤和出血。

[0009] 虽然机器人助手例如 DAVINCI™ 手术机器人系统, 已经被广泛地用于腹腔镜手术, 但是目标在于显微手术的系统仍然处于研究阶段。显微手术系统包括远程操作系统、徒手主动震颤消除系统 (freehand active tremor-cancellation system) 以及协调地控制的交叉手系统 (hand-over-hand system), 例如 Johns Hopkins “稳定手” 机器人。在稳定手控制中, 外科医生和机器人二者都把持手术工具; 机器人感测被外科医生施加在工具把手

上的力,并且运动成依从,过滤掉任何震颤。对于视网膜显微手术来说,工具典型地在巩膜插入点处枢轴转动,除非外科医生想要使眼球移动。该枢轴点可以被机械地约束的远程运动中心或软件来执行。工具轴和巩膜之间的相互作用使对机器人的控制和对工具至视网膜力的测量二者都复杂化。

[0010] 为了测量工具至视网膜力,已经使用在巩膜插入点的远侧安装在工具轴上的极端敏感(0.25mN的分辨率)力传感器。该力传感器允许对工具组织力的测量,同时衰减了来自于工具-巩膜力的干扰。

[0011] 此外,第一代稳定手机器人已经被特别地设计用于玻璃体视网膜手术。虽然该稳定手机器人成功地用在体外机器人辅助的血管套管插入实验中,但是其被发现是在经济上有局限的。例如,第一代稳定手机器人仅具有 $\pm 30\%$ 工具旋转限制值。为了进一步扩展工具旋转范围,已经开发了第二代稳定手机器人,其已经把该范围增加至 $\pm 60\%$ 。第二代稳定手机器人利用平行六杆机构,该平行六杆机构机械地提供等中心运动,而不引入随着第一代稳定手机器人发生的在直角坐标阶段(Cartesian stage)中的大的并行共同速度(concurrent joint velocity)。

[0012] 第二代稳定手机器人并入提供用于改进的玻璃体视网膜手术的显著地改进的操纵器以及集成微力传感工具。然而,因为玻璃体视网膜手术的灵敏度,在本领域中仍然有对于对工具的改进控制的需要,以避免不必要的并发症。例如,玻璃体视网膜手术中的并发症可能来源于力到眼睛组织的过度和/或不正确的施加。目前的实践要求外科医生通过缓慢且稳定的操纵而把操作力保持为低且安全。外科医生还必须单独地依赖视觉反馈,视觉反馈使问题复杂化,因为其耗费时间来探测、评估并且然后对模糊信号做出反应;对于初学者外科医生来说,任务是特别困难的。

[0013] 据此,在本领域中有对于用于在玻璃体视网膜手术和类似手术中使用的手术工具的改进的控制方法的需要。

发明内容

[0014] 根据本发明的第一方面,用于手术工具的协调控制的方法包括:提供将在操作期间被操纵的手术工具,所述手术工具适合于被机器人和外科医生把持;测量所述手术工具的末端和感兴趣区域的组织之间的相互作用力;测量外科医生和所述手术工具的把手之间的相互作用力;通过生成朝向具有最小阻力的路径的偏置来主动地引导所述手术工具;以及根据把手输入力和末端力来限制所述手术工具的定向工具力。

[0015] 根据本发明的第二方面,用于手术工具的协调控制的系统包括:工具保持器,其用于接纳适合于被机器人和外科医生把持的手术工具;第一传感器,其用于测量所述手术工具的末端和感兴趣区域的组织之间的相互作用力;第二传感器,其用于测量外科医生和所述手术工具的把手之间的相互作用力;以及数据处理器,其被配置为执行算法,以通过生成朝向具有最小阻力的路径的偏置来主动地引导所述手术工具并且根据把手输入力和末端力来限制所述手术工具的定向工具力。

附图说明

[0016] 附图提供了视觉表示,该视觉表示将被用于更充分地描述本文公开的代表性实施

方案并且可以被本领域的技术人员使用以更好地理解代表性实施方案及其内在优势。在这些附图中,相似的参考数字指代相应的要素,并且:

[0017] 图 1 图示了根据本发明的特征的示例性系统的示意图。

[0018] 图 2 图示了根据本发明的特征的示例性系统的示意图。

[0019] 图 3 图示了根据本发明的特征的示例性手术工具的分解视图。

[0020] 图 4 图示了使用相关力的剥离过程的示意图。

[0021] 图 5 图示了算法如何工作以及在根据本发明的特征的哪一种条件下哪一种状态占优势的状态图。

[0022] 图 6 图示了算法如何根据本发明的特征工作的流程图。

[0023] 图 7(a) 和 7(b) 是用于根据本发明的特征校准和膜剥离的力曲线的图形表示。

[0024] 图 8(a) 和 8(b) 是用于 (a) 简单的线性剥离任务和 (b) 在蛋壳膜上的剥离任务的产生轨迹。

具体实施方式

[0025] 现在将在下文中参照附图更充分地描述现在公开的主题内容,在附图中,示出了本发明的某些而非全部的实施方案。相同的数字在全文中指代相同的元件。现在公开的主题内容可以被以许多不同的形式来体现并且不应当被理解为限于本文提出的实施方案;而是,提供这些实施方案,使得本公开内容将满足可适用的法定要求。实际上,本文提出的现在公开的主题内容的许多修改和其他实施方案将被现在公开的主题内容所属的领域的技术人员想到,具有在所述描述和相关附图中提出的教导的益处。因此,将理解,现在公开的主题内容不限于所公开的特定实施方案,并且修改和其他实施方案意在包含在所附的权利要求的范围内。

[0026] 本发明涉及用于辅助操作者在最小阻力的方向上操纵组织的微力引导协调控制的新颖性方法和系统。该功能具有辅助挑战需要外科医生把容易受到由非期望的力导致的出血和撕裂的脆弱组织精细地分层的视网膜膜剥离程序的潜在可能。其也可以是在其他显微手术任务中有用的,例如撕囊 (capsularhexis) 中的组织的受控撕裂、钝化组织解剖,或其他的精细手术任务。

[0027] 本发明的示例性实施方案提供该系统和方法在协调控制的交叉手系统中的用途,例如在 Mitchell 等人的“Development and Application of a New Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery”, IEEE ICRA, 第 623-629 页 (2007) 中以及在 A. Uneri, M. Balicki, James Handa, Peter Gehlbach, R. Taylor, 和 I. Iordachita 的“New Steady-Hand Eye Robot with Microforce Sensing for Vitreoretinal Surgery Research”, International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BIOROB), 东京, 2010 年 9 月 26-29, 第 814-819 页中描述的机器人辅助手术系统,其全部内容通过引用并入本文。在稳定手控制中,外科医生和机器人二者都把持手术工具。机器人感测被外科医生施加在工具把手上的力,并且运动成依从,过滤掉任何震颤。虽然具体的协调控制系统关于以上公布来描述,但是应当理解,本发明的系统和方法还可以适用于其他的协调控制系统。

[0028] 参照图 1 和 2, 示出了待结合本发明使用的机器人辅助手术系统的第一例证性实

施方案。系统 10 可以在器官例如,诸如人眼的中空器官的显微手术中使用,但是其他应用是可能的。

[0029] 如图 1 和 2 中所示的,系统 10 包括用于接纳待被机器人 12 和外科医生 17 二者都把持的手术工具 16 的工具保持器 14。工具保持器 14 帮助在显微手术程序期间所需要的多种手术工具的附接,包括但不限于镊子、针保持器和剪刀。优选地,外科医生 17 在工具把手 18 处把持手术工具 16,并且使用机器人 12 协调地导向手术工具 16,以使用工具末端 20 进行感兴趣区域的手术。此外,力/转矩传感器 24 可以安装在工具保持器 16 处,力/转矩传感器 24 感测被外科医生施加在工具上的力,以用作向机器人的命令输入。许多本领域中已知的其他传感器可以用来探测工具把手 14 和外科医生 17 之间的力。实例包括在工具把手 14 上的微控开关、电容传感器、光学传感器、力传感器或压力传感器。

[0030] 优选地,提供提高了机器人阶段的刚度和精确度的自定义机械 RCM。RCM 机构通过当在虚拟 RCM 模式中操作时减少直角坐标阶段中的运动范围和速度来提高系统的总体稳定性,这把工具轴线约束为始终与眼睛上的巩膜切开术开口交叉。

[0031] 参照图 3,图示了待结合本发明的系统和方法使用的示例性手术工具 30。特别地,手术工具 30 可以被特别地设计为用于在协调操纵中使用,例如上文描述的系统,但是可以在远程操作的机器人中作为手术机器人的端部执行器来使用。此外,手术工具 30 可以特别地被设计为用于在人眼 E 上操作。

[0032] 继续参照图 3,手术工具 30 包括具有钩状端部 34 的工具轴 32。手术工具 30 制造有力传感器,优选为集成光纤布拉格光栅 (FBG) 传感器。FBG 是高强度的光学传感器,其能够探测应变 (strain) 的改变,而没有来自于静电源、电磁源或射频源的干扰。优选地,多个光纤 36 被沿着工具轴 32 放置,其允许对工具的弯曲的测量并且允许对横切平面中的力的计算 (沿着 F_x 和 F_y),具有 0.25mN 的灵敏度。因此,可以获得对工具和末端之间的力的灵敏测量。

[0033] 对于玻璃体视网膜显微手术应用来说,应当选择允许亚 mN 精确度的力传感器,需要对通常低于 7.5mN 的力感测。据此,非常小的仪器尺寸是必需的,以穿过 25Ga 巩膜切开术开口插入,并且力传感器应当被设计为能够在巩膜下方在仪器的末端处进行测量。

[0034] 参照回图 1 和 2,系统 10 包括处理器 26 和存储设备 28。存储设备 28 可以包括一个或多个计算机可读的存储介质以及用于执行机器人的协调控制的机器可读指令。根据要求保护的发明的特征,取决于被发送至处理器 26 的探测到的力 (工具-手力和/或工具-末端力),机器人速度被控制器限制以便提供触觉反馈。特别地,力缩放协调控制方法来产生基于工具-组织力和工具-手力之间的缩放差异的机器人响应。

[0035] 如上文讨论的,玻璃体视网膜手术中的并发症可能起因于向眼睛组织的过度和/或不正确的力施用。如图 4 中所示,手术工具 30 用来根据其中示出的轨迹剥离膜 42,而不产生膜 42 的撕裂。图 4 描绘了使用相关的力 f_t (工具-末端力) 和 f_h (使用者-工具力) 的剥离过程。目前的实践要求外科医生通过缓慢且稳定的操纵把操作力保持为低且安全。外科医生还必须单独地依赖视觉反馈,视觉反馈使问题复杂化,因为其耗费时间来探测、评估并且然后对模糊信号做出反应;对于初学者发明人来说,任务是特别地困难的。

[0036] 根据本发明的特征,本发明的协调控制方法和系统使用实时信息将操作者朝向剥离任务中的较低力缓和地引导。该方法可以在两个主要部件中分析,如将在下文描述的。

[0037] 安全限制值：控制的第一层对在机器人工具末端处施加于组织的力实施总体限制。将最大力设置为 f_{\max} ，每个轴向上的限制力 f_{lim} 将常规地被定义为

$$[0038] \quad f_{lim} = f_{\max} r_t, \quad r_t = |f_t| / ||f_t||$$

[0039] 然而，这种途径具有当末端力达到力限制值时使所有运动停止的缺点，即操作者必须倒退机器人以在其他方向上应用力。把限制值相对于把手输入力分布

$$[0040] \quad f_{lim} = f_{\max} r_h, \quad r_h = |f_h| / ||f_h||$$

[0041] 给予操作者更多的自由，允许他/她探索可选择的方向（即，搜索将产生更低的末端力的操纵），甚至当 f_t 在其限制值时。

[0042] 考虑到适用定律，

$$[0043] \quad \dot{X} = k_p f_h \text{ 其中 } \dot{X} = \text{速度。}$$

[0044] 如下地应用该限制值：

$$[0045] \quad \dot{X}_{lim} = \dot{X} \left(\frac{f_{lim} - |f_t|}{f_{lim}} \right)$$

[0046] 因此，直角坐标速度被相对于目前的末端力成比例地缩放，其中具有长度 l_{lim} 的虚拟弹簧被用来确保在限制值边界处的稳定性。

[0047] 主动引导：第二层是引导操作者以防止首先达到限制值。这通过把工具末端运动朝向具有较低阻力的方向主动地偏置来实现。比率 r_t 被用来以下列方式更新操作者输入：

$$[0048] \quad \dot{X}_{min} = k_p (1 - r_t s_{min}) f_h$$

[0049] 其中 s_{min} 是将把手力的比率设置成被局部地最小化的最小化的灵敏度。注意， $s_{min} = 0\%$ 暗指操作者不能够撤销被引导的行为。

[0050] 最后，为了附加的安全性，如果任一个传感器被探测为被接合，例如操作者没有正在把手处施加任何力 ($< 0.1N$)，那么机器人通过“倒退”使 f_t 最小化。

$$[0051] \quad \dot{X} = k_p f_t$$

[0052] 参照图 5，状态图从使用者（外科医生）的视角呈现用例，即控制算法如何表现以及哪一种状态在哪一种条件下占优势。在 100，机器人处于静止。使用者然后在 102 接合把手。在 104，机器人被协调地控制。在 106，机器人接合组织。在 108，机器人被主动地引导，生成朝向具有最小阻力的路径的偏置。当工具末端力接近安全限制值 (110) 时，机器人继续该方式。在 112，机器人停止在阻力的方向上。

[0053] 这时，使用者可以从事在两个任务中的一个中。第一，使用者可以改变方向，这重新分配方向末端力限制值 (114)。这然后将把程序向后导向成通过生成朝向具有最小阻力的路径的偏置而主动地引导机器人。第二，使用者可以脱离接合把手 (116)。在 118，机器人然后可以倒退以减少阻力。在 120，机器人脱离接合组织。

[0054] 参照图 6，简化控制图示出了同时使用把手和末端力以便：(1) 主动地引导使用者使得被施加在组织上的力被最小化；并且 (2) 限制被施加在组织上的力的量级，同时允许使用者控制该限制值的几何分布。如图 6 中所示，数据（例如机器人速度或力信息）被送入两个控制块 140 和 142 中，以修改控制算法。就是说，数据被感测并且用来操纵控制算法的运行参数，如通过等式所描述的。根据本发明的特征，控制方法和系统使用外科医生的意

图（把手力）和组织行为（末端力）来做出更综合的决定。

[0055] 实施例

[0056] 已经包括以下的实施例，以向本领域的普通技术人员提供引导来实践现在公开的主题内容的代表性实施方案。按照本公开内容和本领域的技术的一般水平，本领域的技术人员可以领会到，以下的实施例意在仅仅是示例性的，并且多种改变、修改和变更可以被采用，而不偏离现在公开的主题内容的范围。以下的实施例以例证的方式并且不以限制的方式来提供。

[0057] 在生鸡蛋的内壳膜上进行一系列的实验，目的是识别和控制与剥离操作相关的力。进行第一组实验以通过受控运动和高分辨率感测来评估系统在组织阻力中的性能。把手术钩子附接于样品组织，设置期望的恒定力并且使用工具末端的校正位移来测量平移。所施加的力以 1mN 增加，在每次增加之间具有 10s 延迟。系统首先被抵着具有已知刚度的弹簧来测试，见图 7(a)，其中观察到与已校准值相比的 2.8% 误差。图 7(b) 示出了用于内壳膜的样品力曲线。为了这些试验，首先把手术钩子附接于完整的组织并且递增地施加力，直到失效。膜展示出 10mN 的平均撕裂力，在其后，使用较小的力（ $\sim 6\text{mN}$ ）来实现撕裂的连续。

[0058] 获得的特征曲线揭示了与在纤维组织撕裂中看到的那些图案相似的图案。曲线的趾部区 (toe region) 的形状是由于胶原纤维的补充，曲线的趾部区是从手术观点来看的“安全区”并且遵循可预测的线性响应。在结合部 (bond) 开始断裂时发生屈服，导致由完全失效引起的阻力急剧下降。在手术设置中，这标志着膜剥离的开始。

[0059] 在第二组实验中，测试控制算法。设置了 7mN 的总体限制值，具有 90% 的最小化灵敏度。还使用音频信号以在达到限制值时被时通知操作者。首先通过把一块带条从表面剥脱来测试算法。该工作揭示了对于该仿真 (phantom) 的最小阻力的方向。操作者被自然地引导远离带条的中心线，遵循力的朝向局部最小阻力的梯度。由于力学优点，这相应于以 -45° 的剥离（图 8(a)）。

[0060] 重复在蛋膜上的实验，蛋趋向于以圆形轨迹剥离（见图 8(b)）。该行为与以上试验一致，具有连续地改变撕裂方向的增加因素，即撕裂遵循力施加的 -45° 方向。定性地，该算法被观察到放大了对横向于操作者的期望运动的末端力的感知。

[0061] 在达到力限制值时，操作者围绕边界探索，以搜索将使连续剥离成为可能的较低阻力点。这顺利地实现，而不需要操作者倒退，因为轴线的限制值基于操作者的把手力施加而被重新分配。

[0062] 因此，本发明有利地提供用于辅助操作者在最小阻力的方向操纵组织的微力引导协调控制的新颖的方法和系统，其在需要外科医生把容易受到由非期望力导致的出血和撕裂的脆弱组织精细地分层的视网膜膜剥离程序期间在帮助外科医生方面特别地有用。该系统和方法把外科医生导向至具有最小阻力的路径，来代替要求外科医生倒退。

[0063] 虽然已经结合其优选的实施方案来描述本发明，但是本领域的技术人员将领会到，可以做出未具体地描述的增加、删除、修改和替换，而不偏离如在所附权利要求中所限定的本发明的精神和范围。

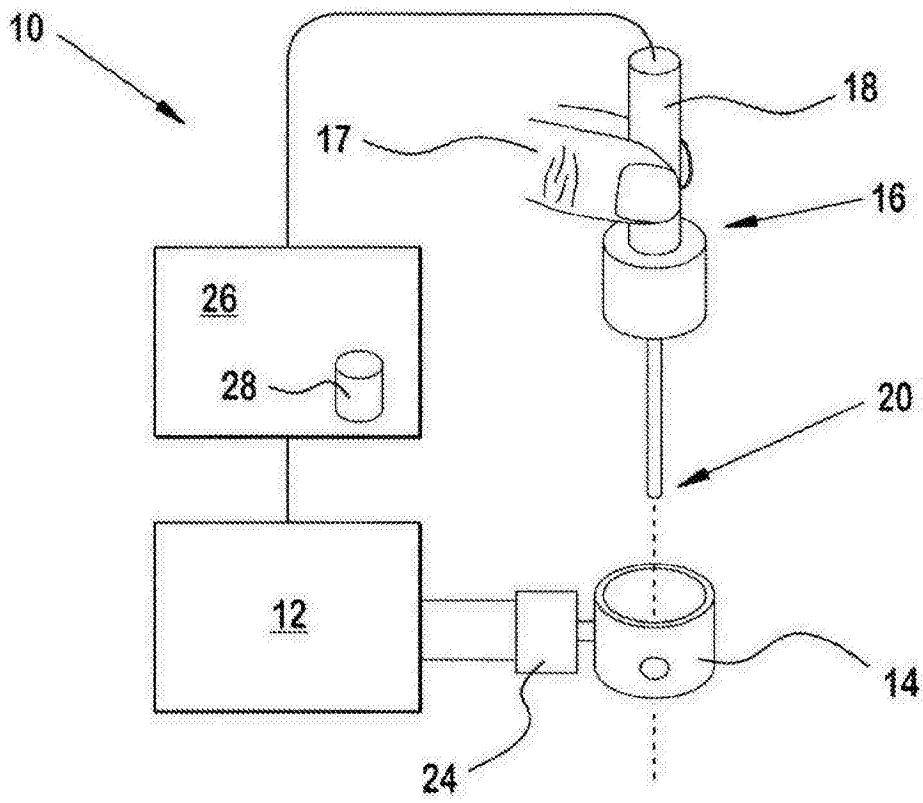


图 1

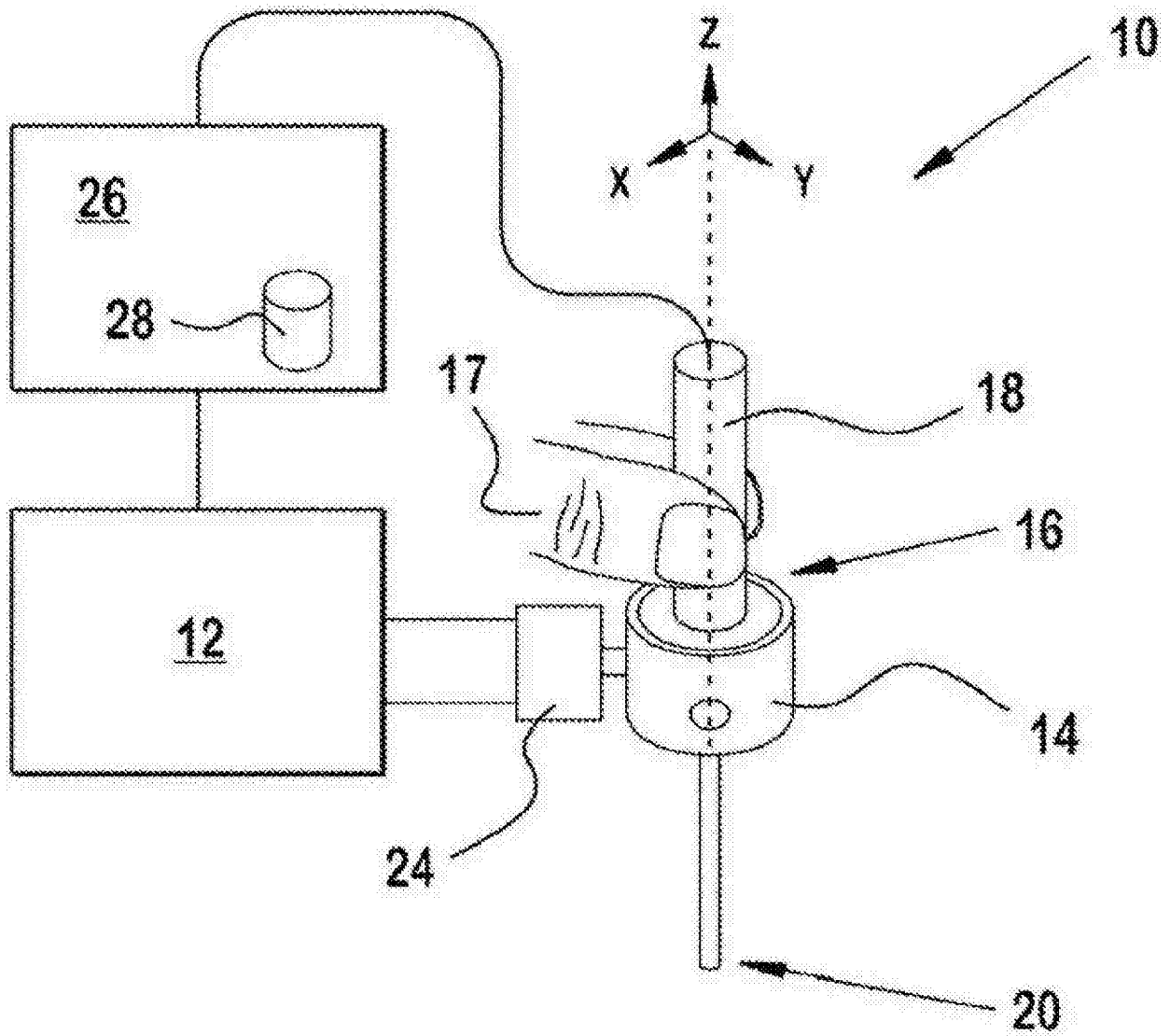


图 2

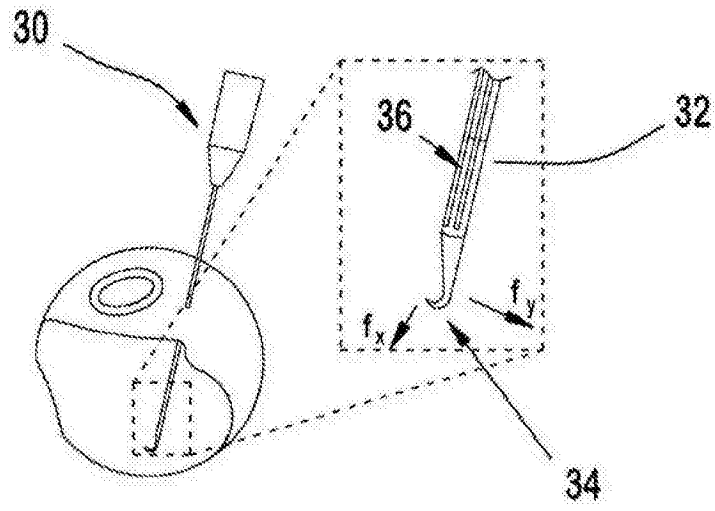


图 3

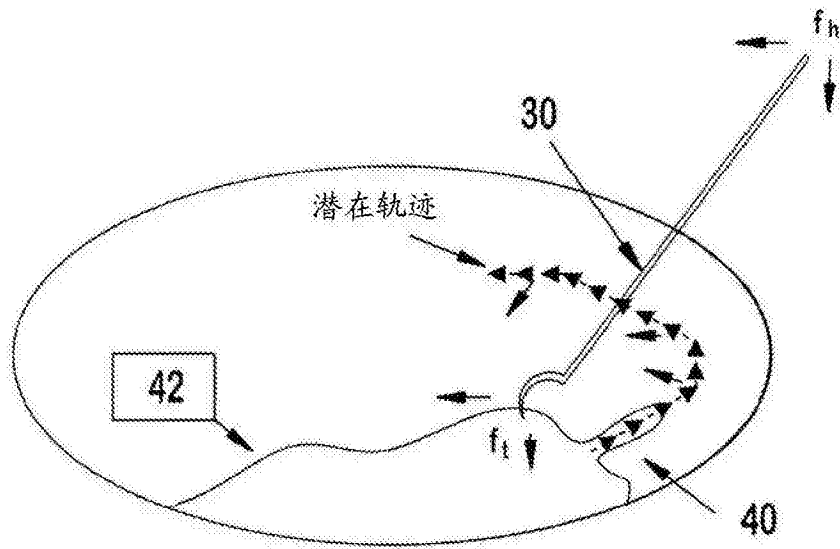


图 4

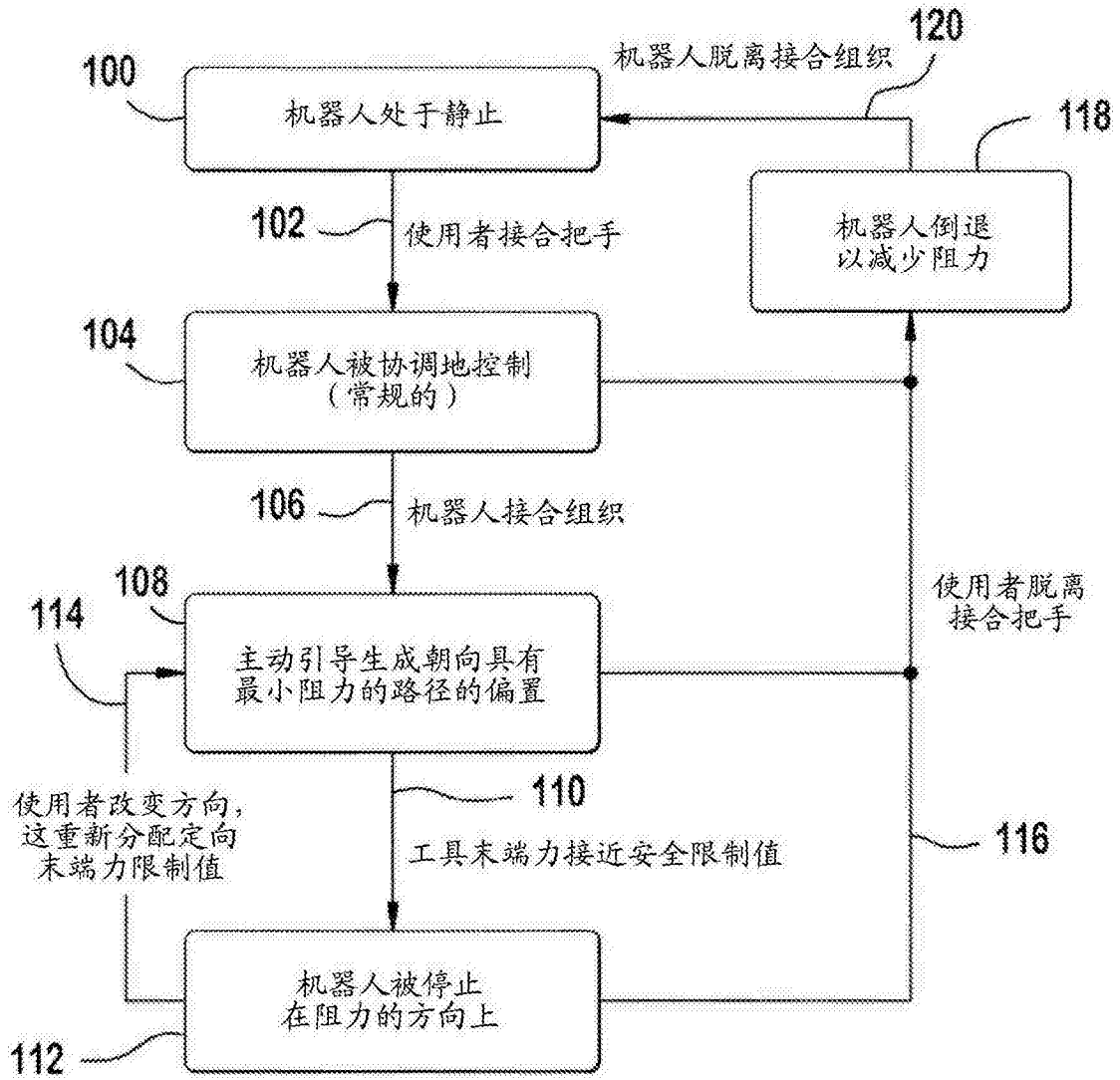


图 5

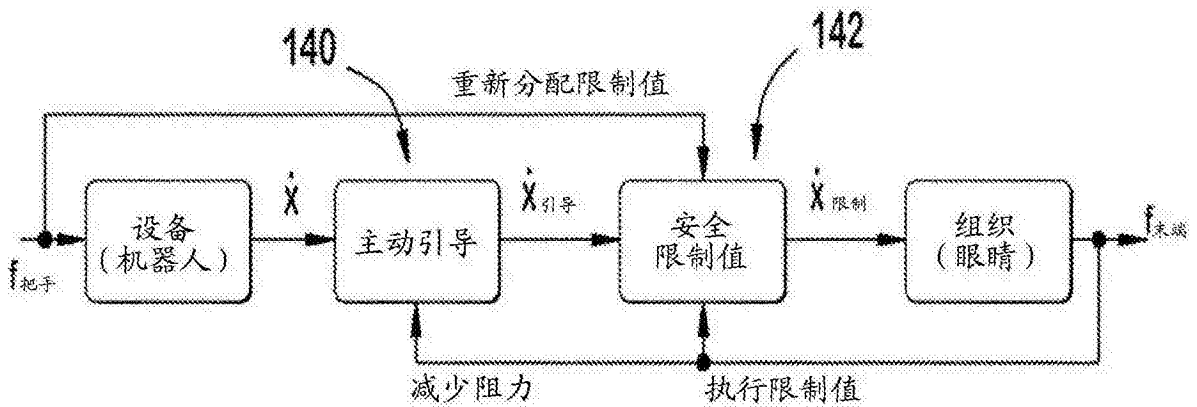


图 6

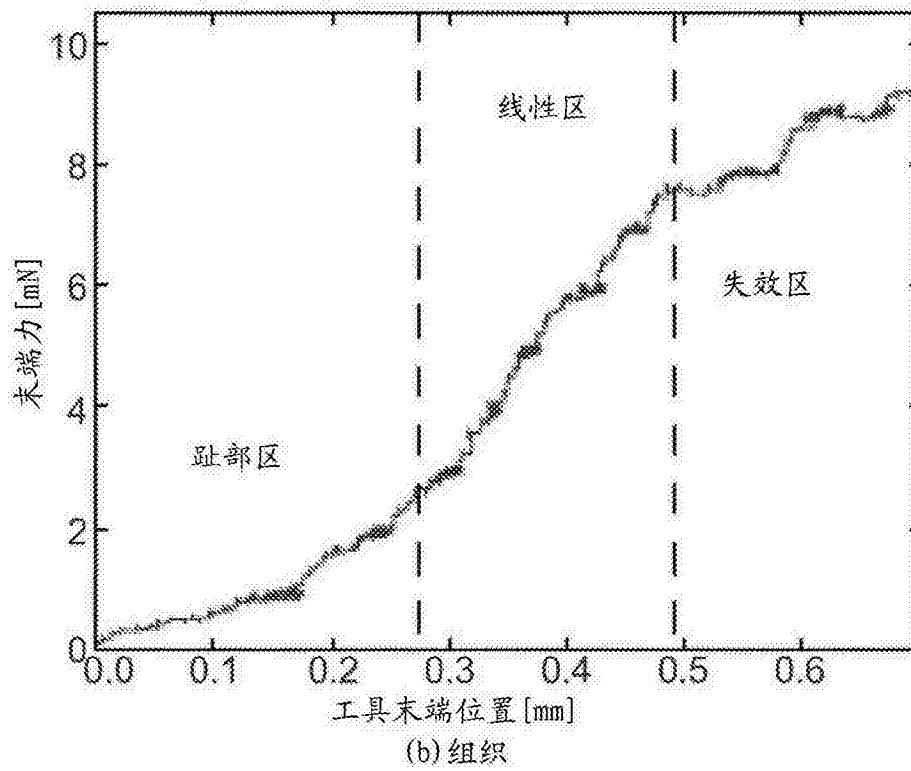
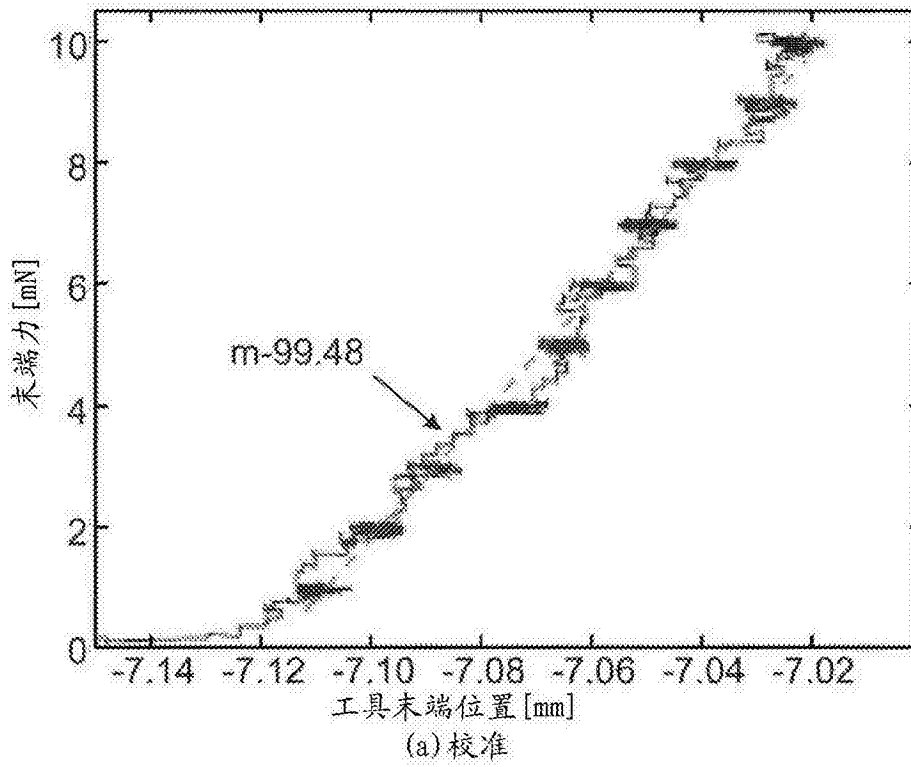
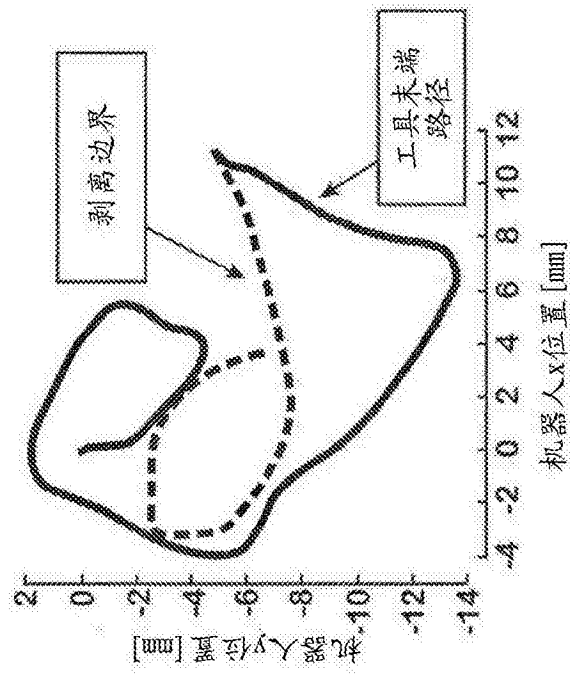
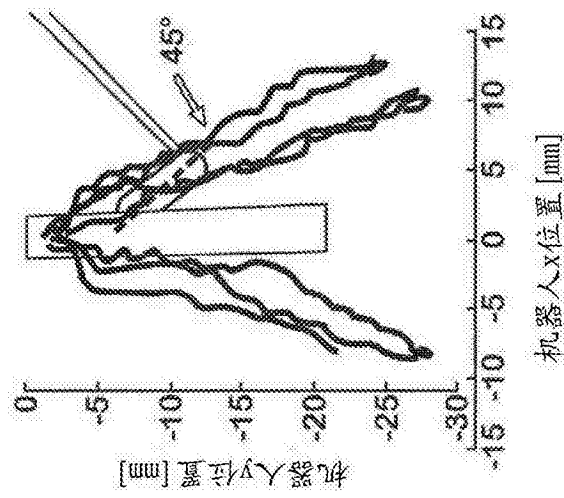


图 7



(b) 生蛋膜



(a) 带条

图 8