

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.170545

视网膜显微手术机器人的约束运动规划及仿真

肖晶晶^{1,2}, 杨洋³, 沈丽君⁴, 陈亦棋⁴, 张恩来²

(1. 厦门大学航空航天学院, 福建 厦门 361102; 2. 集美大学诚毅学院, 福建 厦门 361021;
3. 北京航空航天大学机械工程及自动化学院, 北京 100191; 4. 温州医科大学附属眼视光医院, 浙江 温州 325027)

摘要: 为了辅助医生完成视网膜显微手术中精细的手术操作, 过滤颤抖、提高精度和稳定性, 提出一种生成手术机器人空间运动约束的方法——虚拟固定器 (VF)。首先, 通过引入手术环境约束和任务约束, 采用加权、线性化的多目标约束条件, 根据用户的输入设置目标函数, 构造了视网膜显微手术中所需的 6 个虚拟固定器基元。在此基础上, 以远程运动中心虚拟约束 (RCM VF) 的生成为例, 通过约束运动基元的组合, 推导了复杂约束运动的实现方法。各约束运动基元算法及复杂约束运动算法的仿真结果表明, 手术器械可以按照虚拟固定器的定义实现特定的约束运动。最后, 在各手术步骤中引入约束运动基元的基础上, 在乒乓球和离体猪眼球上进行了手术操作实验, 证明了在该虚拟固定器的引导下, 视网膜机器人可以完成高难度的手术操作, 验证了所提出算法的合理性和有效性。

关键词: 视网膜显微手术; 视网膜手术机器人; 虚拟固定器; 约束运动

中图分类号: TP24

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2018)-06-0870-08

Constrained Motion Planning and Simulation of a Retinal Microsurgical Robot

XIAO Jingjing^{1,2}, YANG Yang³, SHEN Lijun⁴, CHEN Yiqi⁴, ZHANG Enlai²

(1. School of Aerospace Engineering, Xiamen University, Xiamen 361102, China;

2. Chengyi University College, Jimei University, Xiamen 361021, China;

3. School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191, China;

4. The Eye Hospital of Wenzhou Medical University, Wenzhou 325027, China)

Abstract: In order to assist the surgeons to complete the fine operation of retinal microsurgery, a method of generating spatial motion constraints for surgical robots, named virtual fixture (VF), is proposed to filter the trembling, and improve the accuracy and stability. Firstly, the surgical environment constraints and the task constraints are introduced, and 6 VF primitives needed for retinal microsurgery are constructed by using the weighted, linearized, multi-objective constraint conditions, and taking the users' input as the objective function. On this basis, taking the generation of the remote-center-of-motion virtual fixture (RCM VF) as an example, the implementation method of complex constrained motion is deduced by the combination of the constrained movement primitives. The simulation results of each constrained motion primitive algorithm and the complex constrained motion algorithm show that, the surgical instrument can realize the specific constrained motions according to the definition of the VF. Finally, based on the introduction of constrained motion primitives in each surgical procedure, experiments are performed on table tennis and the in vitro porcine eye, which prove that the retinal surgical robot can perform difficult surgical operations under the guidance of the VFs. Therefore, the rationality and effectiveness of the proposed algorithm are verified.

Keywords: retinal microsurgery; retinal surgical robot; virtual fixture; constrained motion

1 引言 (Introduction)

在视网膜手术中, 手术器械通过巩膜刺入孔进入眼球内部之后, 为了实现机器人在眼内的手术操作, 需要完成在视网膜表面的复杂运动, 同时受到刺入点的约束。该问题是一个典型的约束操作问

题, 在几乎所有的微创外科中都存在。人类感官的局限性、手术对超精细器械的要求、在约束空间内实施显微操作的困难, 这些都使得视网膜显微手术成为外科手术中最具有挑战性的任务之一^[1]。虽然机器人运动精度高、稳定性好, 但如何全面发挥机器人的高精度运动性能, 选择何种操作方式来更好

基金项目: 国家自然科学基金 (51175013); 福建省高校青年自然科学基金青年重点项目 (JZ160493)。

通信作者: 杨洋, yang_mech@126.com 收稿/录用/修回: 2017-09-16/2017-12-19/2018-02-12

地辅助医生完成眼科手术, 仍然是学者们需要研究的问题。

在传统的外科手术中, 由于医生人工操作存在生理学颤抖、缺乏立体深度视觉及触觉反馈等因素的影响, 患者创伤较大, 恢复时间长。为了提高手术精度, 改善患者的康复情况, 自1989年RoboDoc获得FDA(美国食品和药物管理局)认证以来^[2], 机器人辅助外科手术逐渐进入了人们的视野。为了实现灵巧的手术操作, 外科机器人的机构设计通常分为3种: ①冗余度机器人; ②欠驱动机构: 如专门为微创手术设计的机器人JHU稳定手机器人^[1]; ③具有运动学约束的远程运动中心机构组合冗余度手腕, 如达芬奇机器人^[3]和Endorobotics^[4]。

为了提高机器人的操作精度, Rosenberg首次提出虚拟固定器(VF)的控制方式^[5]。顾名思义, 虚拟固定器是非严格的机械夹具式固定器, 虚拟固定器是以任务为依托的由软件生成的约束。在外科手术领域, 通过对手术工具的运动进行各向异性的调整, 虚拟固定器将机器人的运动限制在特定的区域内或引导其沿期望的路径运动, 从而辅助医生完成手术任务。通俗来讲, 虚拟固定器对于手术器械的作用胜似工具直尺对于铅笔的作用。如图1所示, 在工具直尺(虚拟固定器)的辅助下, 操作者可以轻松手持铅笔(手术工具)绘出一条直线(完成手术任务)。

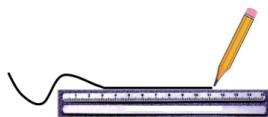


图1 虚拟固定器比喻图

Fig.1 Analogy picture of the virtual fixture

如图2所示, 对于安全性要求较高的外科手术来说, 手术工具的运动区域可分为优先运动区域、安全运动区域和禁止运动区域。对应于优先运动区域, 可称为硬约束(刚性约束、引导型约束), 对应于安全运动区域, 可称为软约束(柔顺型约束), 相对于禁止运动区域, 可称为禁止型约束。

■ 优先区域
■ 安全区域
■ 禁止区域

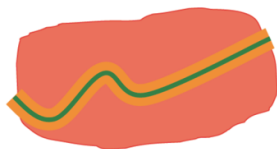


图2 运动区域划分图

Fig.2 Division of the moving regions

早期虚拟固定器的实现方法主要包括以下5

种: (1) 主动柔顺型VF, 通过建立虚拟的空间区域对机械臂末端动作进行主动引导, 如Rosenberg^[5]、Park^[6], 文献表明若复杂程度到了特定水平, 其算法效率就会降低; (2) 基于人机协同式稳定手机器人^[1]开发的导纳控制参考方向型VF(力为输入), 将运动空间分解为允许运动方向及禁止方向2个互补的子空间以生成柔度矩阵, 如Hager^[7], 但在同时具有位置和参考方向约束的系统中, 同一时刻只能单独约束位置或方向; (3) 基于运动学的约束运动控制型VF, 如Funda^[8]、Li^[9], 这一方法的局限性在于迭代优化算法的计算量大; (4) 基于Micron手持设备^[10]开发的位置输入型VF, 由安装在显微镜上的立体摄像机实时生成, 可以显著降低末端定位误差, 如Becker^[11], 但目前这种方法只能生成较小手术场景的精确3维模型; (5) 基于人工势场法的引力型VF和斥力型VF, 通过虚拟势场力的作用, 实现对末端器的引导和阻碍, 如Prada^[12]、Ghanbari^[13], 但不适用于复杂环境的操作规划。

近年来, 基于力反馈补偿的虚拟固定器大幅增强了遥操作手术的临场效果, Nicolis^[14]等提出了应用于力控阻抗式主设备和位置控制从机器人的双边遥操作触觉反馈控制器; Vitrani^[15]等针对前列腺活检手术及腹腔镜微创手术等具有远程运动中心的手术操作, 提出了一种器械远端虚拟固定器的实现方法, 在支点处存在扰动力的情况下, 通过力反馈遥操作系统, 感知器械远端与器官组织的相互作用。除此之外, 唐奥林^[16]等提出一种基于关键点位置标定的方法来生成自定义虚拟保护约束。

随着对虚拟固定器实现方法的深入研究, 目前面临的巨大挑战在于虚拟固定器几何形状的高效生成^[17]。本文从机器人运动学的角度, 采用线性、非线性目标优化的方法来生成基本任务约束(VF基元), 通过列举各个虚拟固定器基元、描述复杂虚拟固定器的生成方法来实现针对视网膜机器人的精确运动控制; 所提出的约束运动控制算法, 不受机器人属于何种机构的限制, 能够适应各种情形, 不仅可以为冗余驱动机器人设定关节运动范围, 还可以将其他信息引入到机器人的控制策略中, 具有一定的通用性。

2 视网膜显微手术概述 (Overview of the retinal microsurgery)

视网膜手术是一种复杂且精细度要求非常高的眼后节手术, 根据病人眼底病变的不同情况, 手术内容包括玻璃体切割术、眼内异物取出术、眼底激

光手术及视网膜静脉血管旁路术等。如图3所示,无论上述何种手术操作,都需要1或2个手术器械从巩膜刺入点处的套管进入眼内,在狭小的眼内空间完成手术操作。

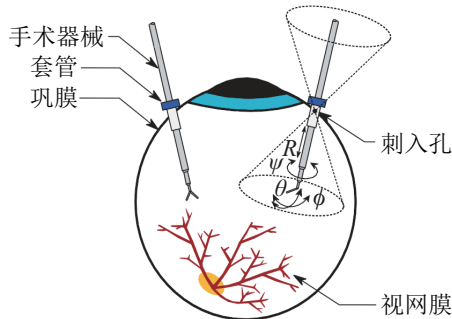


图3 视网膜显微手术中的约束运动

Fig.3 Constrained motion in the retinal microsurgery

以视网膜静脉血管旁路术^[18]为例,需要将外径为66 μm的聚酰亚胺微导管插入到内径约100 μm的视网膜静脉血管中,由于手术的高精度要求,及眼内环境中缺乏触力反馈和深度感知的特点,经验有限的医生及普通自主控制机器人通常无法保证手术的安全性。

虚拟固定器作为一种算法^[5],可用于机器人遥操作手术和人机协同手术,可以过滤颤抖、提高安全性和精度。在机器人运动控制模式中引入虚拟固定器,可以显著提高手术效果。

3 约束运动规划算法描述 (Description of the constrained motion planning algorithm)

在约束工作环境下,需为手术器械的运动设置手术任务约束及基本几何约束,在此基础上操控末端器尽可能精确地将手术器械移动到目标位置。算法实现步骤如图4所示。

步骤1: 基于用户自定义输入 τ (可通过主机机器人操作杆或反馈设备上获得) 来描述手术器械的期望增量运动。这一描述包括: 代表期望输出的目标函数 (如尽可能向靠近目标点的方向运动)、运动约束 (如躲避碰撞、避免超越机器人关节极限、防止产生超过特定限制的位置误差, 限定器械尖端沿期望的轨迹运动等)。期望的增量运动定义为约束优化问题的最优解。

步骤2: 将复杂任务分解成不同任务坐标系下的任务单元。

步骤3: 结合机器人运动学方程, 生成多个2次约束优化问题。其中, 关节变量的增量可通过雅

可比矩阵映射到手术器械操作空间变量的增量上。此问题可用式(1)进行描述:

$$\Delta \mathbf{q} = \arg \min_{\Delta \mathbf{q}} \sum_{i=1}^N \mathbf{c}_i \|\Delta \mathbf{x}_i - \Delta \mathbf{x}_i^d\|_2^2 \quad (1)$$

$$\text{s.t. } A_i \Delta \mathbf{x}_i \leq \mathbf{b}_i, \quad \Delta \mathbf{x}_i = \mathbf{J}_i \cdot \Delta \mathbf{q},$$

$$\|\Delta \mathbf{q}_{\min}\|_2 \leq \|\Delta \mathbf{q}\|_2 \leq \|\Delta \mathbf{q}_{\max}\|_2$$

$$i = 1, \dots, N$$

式中, $\Delta \mathbf{q}$ 为期望的关节变量运动增量。 $\Delta \mathbf{x}_i$ 和 $\Delta \mathbf{x}_i^d$ 分别代表末端器的实际状态和期望状态。 $\Delta \mathbf{x}_i^d$ 为用户自定义期望运动, 通过主机机器人获得。为了确保安全, 可以为增量运动的幅度设定上下限。 $\mathbf{c}_i \|\Delta \mathbf{x}_i - \Delta \mathbf{x}_i^d\|_2^2$ 是与实际状态和期望状态二者之差相关的目标函数。 \mathbf{c}_i 给出了不同任务坐标系 i 下使目标函数误差最小化的相对权值, 可使关键运动方向上的误差趋于0, 而其余非关键方向的误差保持在约束函数的允许范围内, 从而为特定的手术操作提供运动约束。 \mathbf{J}_i 是关节空间与操作空间 i 之间线性映射的雅可比矩阵。 $A_i \Delta \mathbf{x}_i \leq \mathbf{b}_i$ 及 $\|\Delta \mathbf{q}_{\min}\|_2 \leq \|\Delta \mathbf{q}\|_2 \leq \|\Delta \mathbf{q}_{\max}\|_2$ 代表约束条件, 严格规定了解向量 $\Delta \mathbf{q}$ 的合理范围, 可实现将手术末端器的运动约束到特定区域的目的。

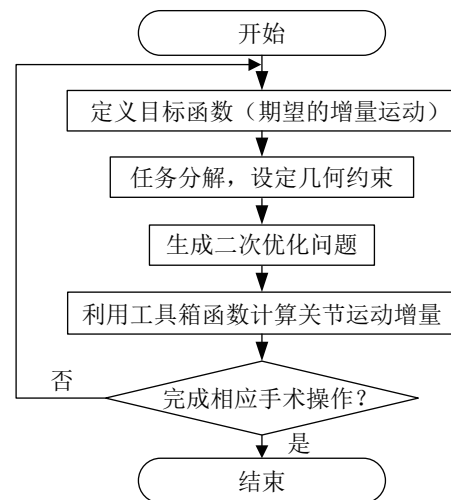


图4 约束运动规划算法实现步骤

Fig.4 Implementation steps of the constrained motion planning algorithm

步骤4: 利用已知的数值方法 (如最小二乘法、序列二次规划法) 来计算关节运动增量, 从而控制机器人实现相应的运动。

步骤5: 重复步骤1, 实现目标运动轨迹。

每一个迭代步骤的目标都是计算关节运动增量 $\Delta \mathbf{q}$, 然后根据该运动增量由机器人控制器向执行机构发送命令, 从而完成相应的操作。

适用于视网膜手术的 VF 基元的具体名称和描述如下:

(1) dot VF 保持器械末端处于某个点位置不变: 使手术工具末端位置 \mathbf{x}_p 保持在期望位置 \mathbf{x}_{pt} 处.

(2) direction VF 保持器械处于某一方向不变: 使得手术工具的方向 $\hat{\mathbf{l}}_t$ 与期望方向 $\hat{\mathbf{l}}_d$ 保持一致.

(3) line VF 保持器械末端沿一条直线运动: 使器械末端点始终沿直线 L 运动.

(4) spin VF 保持器械轴向绕某条线垂直旋转: 使器械轴向始终垂直于直线 L .

(5) plane VF 保持器械末端点始终处于某一平面上: 使手术末端位置始终保持在平面 Π 之上.

(6) sphere VF 保持器械末端点处于某个球面之内: 约束机器人末端在球体 S (如眼球) 内部.

对于如上所述的每一个 VF 基元, 可以分别定义其期望运动及其运动约束, 运动约束可指定其实际运动与期望运动的误差范围, 还可以为器械的运动设置绝对边界. 在实际手术操作过程中, 通过将这些虚拟固定器基元进行组合, 可以为复杂的手术任务生成特定的虚拟固定器算法, 从而更好地辅助医生完成手术操作.

4 基于虚拟固定器的约束运动规划与仿真 (Constrained motion planning and simulation based on the virtual fixture)

4.1 虚拟固定器基元描述与仿真

首先在笛卡儿操作空间中, 做如下定义:

- ① 器械末端点的位置为 $\mathbf{x}_p \in \mathbb{R}^3$;
- ② 器械轴向为 $\hat{\mathbf{l}}_t \in \mathbb{R}^3$;
- ③ 器械末端到目标点的距离误差为 $\boldsymbol{\delta} = [\boldsymbol{\delta}_p^T, \boldsymbol{\delta}_r^T]^T \in \mathbb{R}^6$;
- ④ 增量运动为 $\Delta \mathbf{x} = [\Delta \mathbf{x}_p^T, \Delta \mathbf{x}_r^T]^T \in \mathbb{R}^6$.

上述各定义中, 平移分量用下标 p 表示, 旋转分量用下标 r 表示.

4.1.1 dot VF 基元

(1) 算法原理概述

首先介绍的虚拟固定器基元为: 保持器械末端处于某个点位置不变 (dot VF).

根据视网膜手术微创性的特点, 无论进行何种手术操作, 手术器械都需通过巩膜刺入孔进入眼内. 因此, 在操控手术器械末端快速定位到巩膜刺入孔的过程中, 可以应用这一基元解决该问题.

如图 5, 给定目标点坐标用 $\mathbf{x}_{pt} \in \mathbb{R}^3$ 来表示. 由于没有旋转分量, 距离误差为 $\boldsymbol{\delta} \equiv [\boldsymbol{\delta}_p^T, \boldsymbol{\delta}_r^T]^T = [(\mathbf{x}_p - \mathbf{x}_{pt})^T, 0^T]^T$. 这一约束基元的目的是, 经过增

量运动后使得末端器械的下一位置尽可能地接近目标位置 \mathbf{x}_{pt} . 可将这一描述用不等式 (2) 来表示:

$$\|\boldsymbol{\delta}_p + \Delta \mathbf{x}_p\|_2 \leq \varepsilon_1 \quad (2)$$

式中, ε_1 为非常小的正整数, 定义了目标点区域的大小. 式 (2) 为非线性约束条件. 若通过线性方式来描述, 则可将式 (2) 看成 $\boldsymbol{\delta}_p + \Delta \mathbf{x}_p$ 落到经过目标点 \mathbf{x}_{pt} 的各个方向直线上的投影长度均小于 ε_1 .

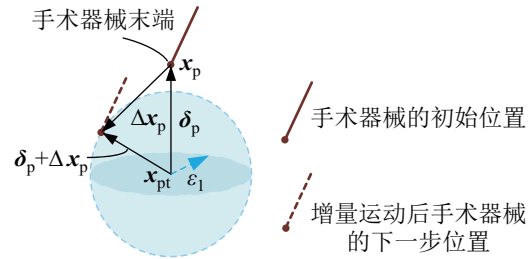


图 5 器械末端处于某个点位置不变 (dot VF)
Fig.5 Instrument end maintains at a certain point (dot VF)

假设该位置处存在 1 个以目标点 \mathbf{x}_{pt} 为圆心、以 ε_1 为半径的带有 $n \times m$ 个顶点的多面体, 则可将式 (2) 改写为线性不等式方程:

$$[\cos \alpha_{li} \cos \beta_{lj} \quad \cos \alpha_{li} \sin \beta_{lj} \quad \sin \alpha_{li} \quad 0 \quad 0 \quad 0] \cdot (\boldsymbol{\delta}_p + \Delta \mathbf{x}_p) \leq \varepsilon_1, \quad i = 0, 1, \dots, n-1, \quad j = 0, 1, \dots, m-1 \quad (3)$$

式中, $\alpha_{li} = \frac{2\pi i}{n}$, $\beta_{lj} = \frac{2\pi j}{m}$. 因此写成式 (1) 的形式, 则:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_{l1} \cos \beta_{l1} & \cos \alpha_{l1} \sin \beta_{l1} & \sin \alpha_{l1} & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \cos \alpha_{ln} \cos \beta_{lm} & \cos \alpha_{ln} \sin \beta_{lm} & \sin \alpha_{ln} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{b} = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \vdots \\ \varepsilon_1 \end{bmatrix} - \mathbf{A} \boldsymbol{\delta}_p \quad (4)$$

可以注意到, 只有当 $m = n = \infty$ 时, 式 (2) 和式 (3) 才会相等. 对于有限的 m 和 n , 式 (3) 可表示为 1 个多面体, 随着数值 $n \times m$ 的增大, 多面体的体积随之减小, 并逐步接近于半径为 ε_1 的内切圆. 然而, 随着约束条件的增多, 求解问题所需的计算时间更长. 因此, 在线性约束和非线性约束中, 两者的精度和速度之间有一种相互制约关系, 要根据情况适度取舍. 在精度需求不高的场合, 可以选择 n 取值较小的线性近似; 如果精度要求较高, 则可选用非线性约束.

(2) 算法仿真

① 非线性约束的 Matlab 算法

工具箱函数中选用 SQP (sequence quadratic program) 算法进行迭代计算. 设定末端初始位置点分别位于 8 个不同的位置, 期望位置均定义为坐标系原点, 则仿真结果如图 6 所示.

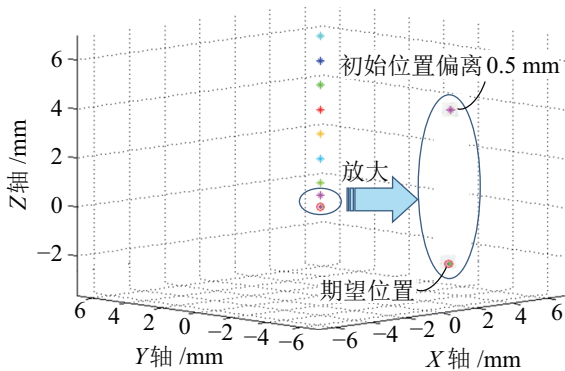


图 6 dot VF 非线性约束仿真结果

Fig.6 Nonlinear constrained simulation results of dot VF

以偏离坐标原点 0.5 mm 处的初始位置点为参考来说明运动算法的误差效果. 由图 6 可看出非线性约束仿真结果精度较高, 设初始位置点偏离期望位置的距离 $\|\delta_p\|$ 分别为 0.5 mm、1 mm、2 mm、...、7 mm, 通过运动算法计算后, 各点的最终位置均收敛到了期望的坐标原点处. 位置误差小于 1×10^{-4} mm, 高于运动控制的精度要求.

② 线性约束法

本文将非线性约束转变成带有线性约束的 2 次优化问题. 在线性近似中, 使用一系列超平面围成 1 个多面体, 用来近似几何约束区域. 随着线性约束不等式数目的增加, 优化问题的求解时间随之加长. 令式 (3) 中的 $n = m = 12$, 得到仿真结果如图 7 所示.

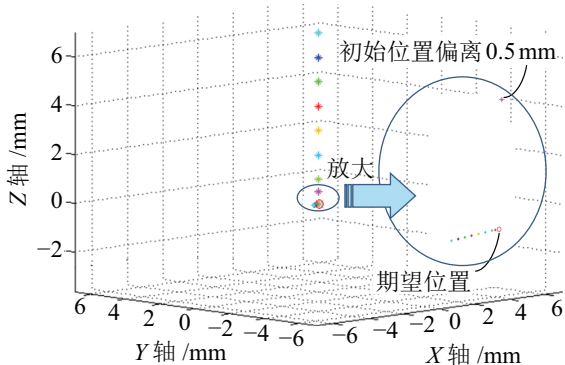


图 7 dot VF 线性约束仿真结果

Fig.7 Linear constrained simulation results of dot VF

同样以初始位置偏离坐标原点 0.5 mm 处为参考点, 由图 7 可看出线性约束仿真结果精度较低,

偏离期望位置的扰动通过运动算法收敛到了坐标原点附近. 位置误差小于 2×10^{-1} mm, 初始位置距期望位置越近, 精度越高, 基本满足运动控制精度要求.

4.1.2 direction VF 基元

(1) 算法原理概述

这一虚拟固定器基元的目的是使器械轴向与期望方向 \hat{l}_d 保持一致 (direction VF).

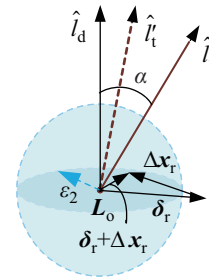


图 8 器械轴向处于某一方向不变 (direction VF)

Fig.8 Instrument axis maintains in a certain direction (direction VF)

由于算法过程与点约束基元相似, 此处将算法描述进行简化. 机器人末端下一步运动的方向为 $\delta_r + \Delta x_r$, 需要令这一矢量投影到球内各个方向的单位向量的投影值都是一个很小的正值, 则说明其保持不动. 约束条件为

$$\|\delta_r + \Delta x_r\|_2 \leq \epsilon_2 \tag{5}$$

将式 (5) 改写为线性不等式:

$$[0 \ 0 \ 0 \ \cos \alpha_{li} \cos \beta_{lj} \ \cos \alpha_{li} \sin \beta_{lj} \ \sin \alpha_{li}] \cdot (\delta_r + \Delta x_r) \leq \epsilon_2, \quad i = 0, 1, \dots, n-1, \quad j = 0, 1, \dots, m-1 \tag{6}$$

(2) 算法仿真

① 非线性约束的 Matlab 算法

设定器械初始轴向处于 6 个不同的方向上, 期望方向均定义为第 1 象限 45° 直线方向, 则仿真结果如图 9 所示.

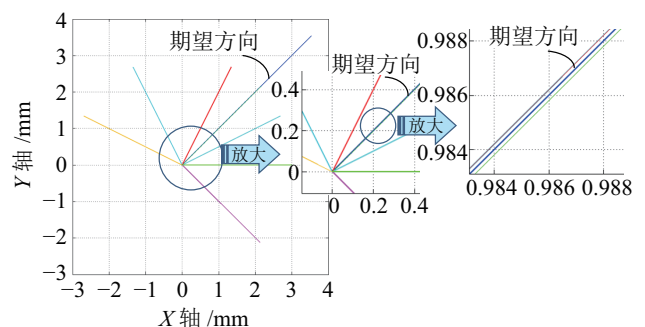


图 9 direction VF 非线性约束仿真结果

Fig.9 Nonlinear constrained simulation results of the direction VF

以期望方向第 1 象限 45° 直线为参考, 由图 9 可看出非线性约束仿真结果精度非常高, 任何偏离期望方向的扰动都通过运动算法收敛到了参考方向处, 角度误差约为 0.0057°, 大大超出了方向控制的精度要求。

② 线性约束法

如图 10 所示, 角度误差小于 3°, 初始方向偏离期望方向越小, 则精度越高, 基本满足方向控制精度要求。因此, 在精度较高而效率要求不高的场合, 可选用非线性约束; 反之采用线性约束。

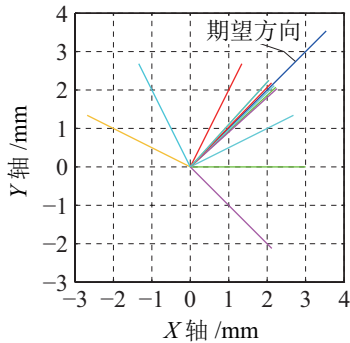


图 10 direction VF 线性约束仿真结果

Fig.10 Linear constrained simulation results of the direction VF

4.1.3 line VF 基元

这一基元的作用为保持器械末端沿 3 维空间中的 1 条直线运动。

给定直线 $L: L(s) = L_0 + \hat{l}_d \cdot s, s \in (-\infty, \infty)$, 如图 11(a) 所示, $L_0 = [x_0 \ y_0 \ z_0]^T$ 是直线上一点的坐标, 直线的方向由单位矢量 $\hat{l}_d = [d_x \ d_y \ d_z]^T$ 来表示。这一约束基元的目的是经过增量运动后, 器械末端的下一个运动位置 $x_p + \Delta x_p$ 尽可能接近或落在直线 L 上。

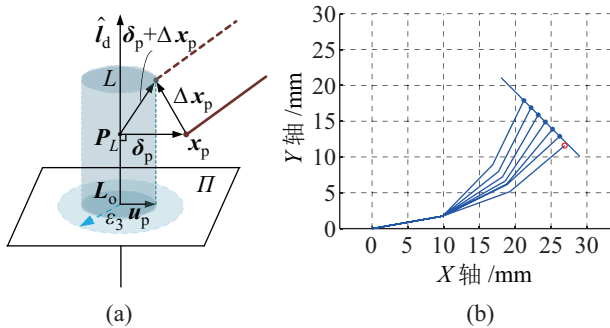


图 11 器械末端沿直线运动 (line VF)

Fig.11 End effector moves along a certain line (line VF)

已知器械末端的初始位置 x_p 和直线 L 的方程, 可计算得出直线 L 上距 $x_p = [x_p \ y_p \ z_p]^T$ 最近的点 (即垂足) 坐标 $P_L = [x_p^L \ y_p^L \ z_p^L]^T$ 。因此, 位置误差

可表示为 $\delta \equiv [\delta_p^T, \delta_r^T]^T = [(x_p - P_L)^T, 0^T]^T$ 。 P_L 坐标可由式 (7)、(8) 联立得出:

$$\begin{cases} (x_p - x_p^L, y_p - y_p^L, z_p - z_p^L) \cdot (d_x, d_y, d_z)^T = 0 \\ \frac{x_p^L - x_0}{d_x} = \frac{y_p^L - y_0}{d_y} = \frac{z_p^L - z_0}{d_z} \end{cases} \quad (7)$$

显然, 非线性约束条件为

$$\|u_p\|_2 \leq \epsilon_3 \quad (8)$$

若转化为线性的方式来描述, 则需要计算出 $\delta_p + \Delta x_p$ 与 u_p 之间的换算关系。由于 u_p 是映射到平面 Π 上的投影, 因此需要计算出平面 Π 相对于机器人基坐标系的表示, 即需要计算出旋转矩阵。为了计算旋转矩阵, 首先在不同于 \hat{l}_d 的方向上任意定义一个矢量 \hat{l}' , 随后通过 \hat{l}_d 与 \hat{l}' 计算出可张成平面 Π 的均垂直于矢量 \hat{l}_d 的 2 个单位矢量 \hat{v}_1 与 \hat{v}_2 。因此, 旋转矩阵 R_3 可以通过下述 3 个公式计算得出:

$$\hat{v}_1 = \frac{\hat{l}_d \times \hat{l}'}{\|\hat{l}_d \times \hat{l}'\|}, \quad \hat{v}_2 = \frac{\hat{v}_1 \times \hat{l}_d}{\|\hat{v}_1 \times \hat{l}_d\|}, \quad R_3 = [\hat{v}_1 \ \hat{v}_2 \ \hat{l}_d] \quad (9)$$

则非线性约束式 (8) 可以改写为

$$\begin{bmatrix} [R_3[\cos \alpha_{3i} \ \sin \alpha_{3i} \ 0]^T]^T & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot (\delta_p + \Delta x_p) \leq \epsilon_3, \quad i = 0, 1, \dots, n-1 \quad (10)$$

以简单的三连杆机构为例, 对这一算法进行仿真。目标函数定义为 $\min \|J\Delta q - \Delta x_d\|_2^2$, 其中 Δx_d 为用户自定义的期望运动增量, q 为各个关节变量增量。约束条件采用式 (10) 的线性法进行迭代, 结果如图 11(b) 所示。

4.1.4 spin VF 基元

该基元的作用为保持器械轴向绕 3 维空间中的 1 条直线垂直旋转。

定义 u_r 为矢量 $\delta_r + \Delta x_r$ 落到平面 Π 上的投影 (投影方式如图 12(a) 中圆柱体所示)。根据约束任务的要求, 需要该矢量在机器人基坐标系中的表示尽可能趋近于 0, 用公式表示为

$$\|u_r\|_2 \leq \epsilon_4 \quad (11)$$

与 line VF 类似, 可将非线性约束式 (11) 改写为线性方式:

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & [R_4[\cos \alpha_{4i} \ \sin \alpha_{4i} \ 0]^T]^T \end{bmatrix} \cdot (\delta_r + \Delta x_r) \leq \epsilon_4, \quad i = 0, 1, \dots, n-1 \quad (12)$$

期望的步长定义为每走一步绕 \hat{l}_d 逆时针旋转 2°, 目标函数设为 $\min \|\Delta x_r - \Delta x_r^d\|_2^2$, 按照式 (12) 构

造约束条件, 循环迭代, 得到仿真结果如图 12(b) 所示. 从图中可看出, 手术器械初始位姿 \hat{l}_t 不与 L (方向 \hat{l}_d) 相垂直, 经过增量运动后始终垂直于直线 L .

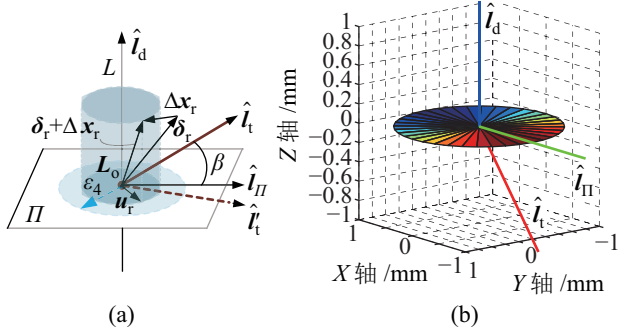


图 12 器械轴向绕一条直线垂直旋转 (spin VF)

Fig.12 Instrument axis rotates vertically about a straight line (spin VF)

4.1.5 plane VF 基元

该基元的作用为保持器械末端在空间中的某个平面上. 如图 13 所示, 这一约束条件可表示为

$$\hat{l}_d^T \cdot (\delta_p + \Delta x_p) \leq \varepsilon_5 \quad (13)$$

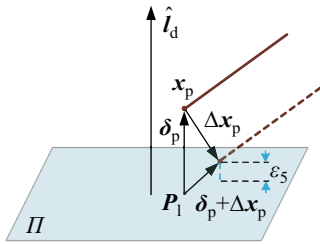


图 13 保持器械末端始终处于某个平面上 (plane VF)

Fig.13 Instrument end always maintains on a plane (plane VF)

假设期望的步长为 $\Delta x_p^d = [1, 1, 0]^T$, 目标函数为 $\min \|\Delta x_p - \Delta x_p^d\|_2^2$, 按照式 (13) 构造约束条件, 得到仿真结果如图 14 所示, 从图中可看出, 初始位置落在平面上的垂足与增量运动后新位置之间的连线在平面法线方向上的分量为 0.

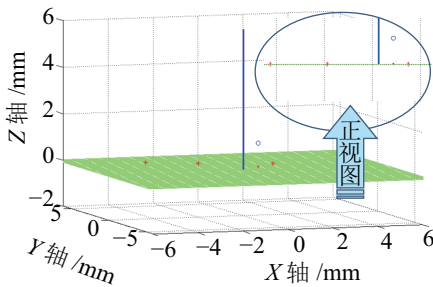


图 14 器械末端沿平面运动仿真结果 (plane VF)

Fig.14 Simulation results of the instrument end moving on a plane (plane VF)

4.1.6 sphere VF 基元

该基元的作用为经过增量运动后, 器械端点的下一个位置还需要落在球体内部. 如图 15(a) 所示, 这一约束条件可表示为

$$R - \|\delta_p + \Delta x_p\|_2 \geq 0 \quad (14)$$

若需要器械末端在距视网膜一定距离外沿着平行于视网膜的曲面运动, 则约束条件为

$$R - \|\delta_p + \Delta x_p\|_2 = \varepsilon_6 \quad (15)$$

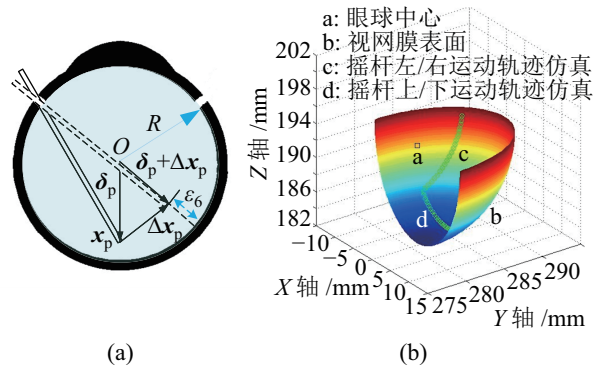


图 15 保持器械末端始终处于球体内 (sphere VF)

Fig.15 Instrument end always maintains in a sphere (sphere VF)

假设 ε_6 为 0, 目标函数为 $\min \|\Delta x_p - \Delta x_p^d\|_2^2$, 按照式 (15) 构造约束条件, 得到仿真结果如图 15(b) [19] 所示, 验证了算法的可行性.

4.2 复杂组合虚拟固定器 RCM VF 的实现方法

这一 VF 的目的是保持器械末端处于某点 P_t 不动, 器械轴向以固定角度 γ 绕某一直线 (方向矢量为 \hat{l}_d) 旋转. 如图 16(a) 所示, 即器械末端处于 P_t 点不动, 轴线落在以 P_t 为顶点、 \hat{l}_d 为轴线、圆锥角为 2γ 的圆锥面上.

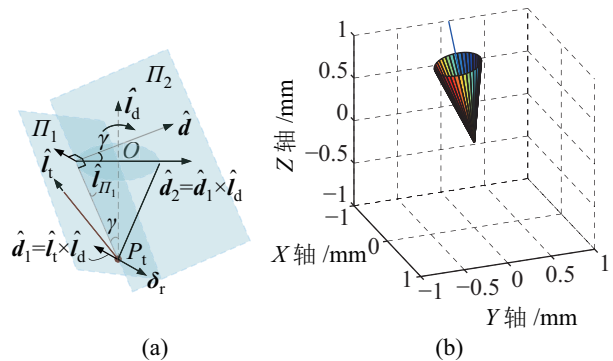


图 16 复杂组合虚拟固定器 (RCM VF)

Fig.16 Complex and combined virtual fixture (RCM VF)

通过组合 dot VF 及 spin VF 来实现这一复杂虚拟固定器 RCM VF, 则约束条件可写为

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & [R_{rcm}[\cos \alpha_{rcmi} \sin \alpha_{rcmi} 0]^T]^T \end{bmatrix} \cdot (\delta_r + \Delta x_r)$$

$$\leq \epsilon_{rcm}, \quad i = 0, 1, \dots, n-1 \quad (16)$$

定义期望增量运动 $\delta_r = -\hat{d} \sin(\pi/90)$, 即每一步都绕计算所得轴 \hat{d} 逆时针旋转 2° , 目标函数设为 $\min \|\Delta x_r - \Delta x_r^d\|_2^2$, 经过多次增量运动, 得到如图 16(b) 所示的仿真图, 验证了算法的正确性.

5 实验应用 (Experimental application)

利用开发研制的视网膜显微手术机器人系统在温州医科大学附属眼视光医院 (浙江省眼科医院) 杭州院区进行手术实验, 用于评价该系统的可行性. 视网膜手术机器人系统的开发在国内尚属首次, 因此该系统的研制以功能实现为首要目标, 通过初步实验, 验证系统的基本功能. 所搭建的实验系统如图 17 所示^[19-20], 通过对机器人的手术实验效果评价得知, 视网膜显微手术机器人的系统结构和各项功能基本适应临床手术环境、满足手术要求^[21].

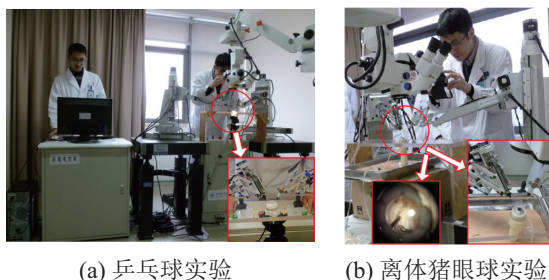


图 17 视网膜显微手术机器人实验系统图

Fig.17 Retinal microsurgical robot experimental system

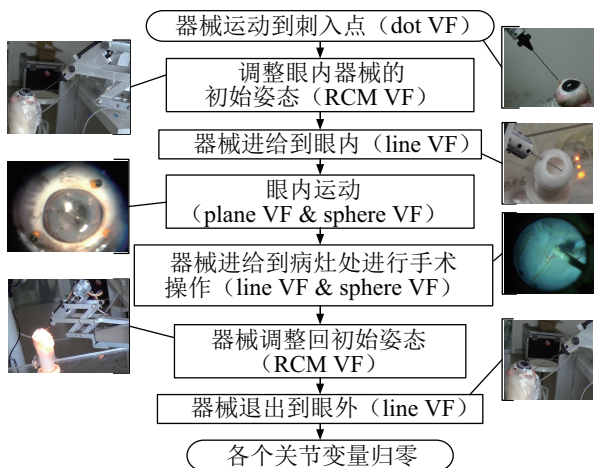


图 18 实验执行步骤及各步骤中所用到的虚拟固定器基元

Fig.18 Experimental implementation steps and the virtual fixture primitives used in each step

根据视网膜临床手术实验流程要求, 列举每个过程可引入的虚拟固定器基元, 如图 18 所示, 可为临床前期实验提供参考.

6 结论 (Conclusion)

本文提出了一种为视网膜手术机器人生成空间运动约束的方法, 从而辅助医生完成复杂的手术任务. 以手术环境及与手术任务相关信息这 2 方面作为虚拟固定器的配置依据, 介绍了视网膜手术中基本的几何约束及复杂手术任务约束的生成方法, 该方法的优势在于: 通过利用任务变量和机器人关节之间的瞬时运动关系, 可以扩展生成手术任务所需要的相关复杂几何约束, 如避免手术器械与某器官组织的碰撞、解剖学方面的约束及关约束等. 这一运动控制策略比传统控制方法更为安全、可靠, 从而实现可预测的运动控制, 能够增强医生完成复杂手术任务的能力. 所提出的虚拟固定器约束规划算法对于其他的微创外科手术具有通用性.

参考文献 (References)

- [1] Uneri A, Balicki M A, Handa J, et al. New steady-hand eye robot with micro-force sensing for vitreoretinal surgery[C]// IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 814-819.
- [2] Lanfranco A R, Castellanos A E, Desai J P, et al. Robotic surgery: A current perspective[J]. Annals of Surgery, 2004, 239(1): 14.
- [3] Arumugam R, Enti V R, Bingbing L, et al. DAVinCi: A cloud computing framework for service robots[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 3084-3089.
- [4] Abraham-Fuchs K, Fuchs F, Kuth R, et al. Device for introducing a stent into a hollow organ: USA, 7727269B2[P]. 2010-06-01.
- [5] Rosenberg L B. Virtual fixtures: Perceptual tools for telerobotic manipulation[C]//Virtual Reality International Symposium. Piscataway, USA: IEEE, 1993: 76-82.
- [6] Park S, Howe R D, Torchiana D F. Virtual fixtures for robotic cardiac surgery[M]//Lecture Notes in Computer Science, vol.2. Berlin, Germany, Springer-Verlag, 2001: 225-232.
- [7] Hager G D. Human-machine cooperative manipulation with vision-based motion constraints[M]//Lecture Notes in Control and Information Sciences. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2010: 55-70.
- [8] Funda J, Taylor R H, Eldridge B, et al. Constrained Cartesian motion control for teleoperated surgical robots[J]. IEEE Transactions on Robotics & Automation, 1996, 12(3): 453-465.
- [9] Li M, Kapoor A, Taylor R H. Telerobotic control by virtual fixtures for surgical applications[M]//Springer Transactions in Advanced Robotics, vol.31. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 2007: 381-401.
- [10] MacLachlan R A, Becker B C, Tabares J C, et al. Micron: An actively stabilized handheld tool for microsurgery[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2012, 28(1): 195-212.
- [11] Becker B C, MacLachlan R A, Lobes L A, et al. Vision-based control of a handheld surgical micromanipulator with virtual fixtures[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2013, 29(3): 674-683.

(下转第 886 页)

- Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 24(1): 68-78.
- [6] Oonishi Y, Oh S, Hori Y. A new control method for power-assisted wheelchair based on the surface myoelectric signal[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2010, 57(9): 3191-3196.
- [7] Ramli R, Arof H, Ibrahim F, et al. Using finite state machine and a hybrid of EEG signal and EOG artifacts for an asynchronous wheelchair navigation[J]. Expert Systems with Applications, 2015, 42(5): 2451-2463.
- [8] Kong S, Oyini M R. Head pose estimation from a 2D face image using 3D face morphing with depth parameters[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2015, 24(6): 1801-1808.
- [9] Liu Y, Chen J, Su Z, et al. Robust head pose estimation using Dirichlet-tree distribution enhanced random forests[J]. Neurocomputing, 2016, 173(P1): 42-53.
- [10] Gustavo A P C, Garcia F, Escalera A D L, et al. Driver monitoring based on low-cost 3D sensors[J]. IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems, 2014, 15(4): 1855-1860.
- [11] Ackermann J, Sienel W. Robust yaw damping of cars with front and rear wheel steering[J]. IEEE Transactions on Control Systems Technology, 1993, 1(1): 15-20.
- [12] Fanelli G, Dantone M, Gall J, et al. Random forests for real time 3D face analysis[J]. International Journal of Computer Vision, 2013, 101(3): 437-458.
- [13] Thorp E B, Abdollahi F, Chen D, et al. Upper body-based power wheelchair control interface for individuals with tetraplegia[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 24(2): 249-260.
- [14] 瓮长水, 高怀民, 徐军, 等. 脑卒中偏瘫患者侧侧上肢运动控制障碍的研究[J]. 中国康复医学杂志, 2003, 18(2): 85-87.
- Weng C S, Gao H M, Xu J, et al. A study on motor control deficits in the ipsilesional upper extremity of patients with hemiplegia after stroke[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2003, 18(2): 85-87.

作者简介:

徐国政 (1979-), 男, 博士, 副教授. 研究领域: 康复机器人, 家庭移动服务机器人.

巩伟杰 (1992-), 男, 硕士生. 研究领域: 康复机器人.

朱博 (1981-), 男, 博士, 讲师. 研究领域: 机器人视觉, 机器人环境感知.

(上接第 877 页)

- [12] Prada R, Payandeh S. On study of design and implementation of virtual fixtures[J]. Virtual Reality, 2009, 13(2): 117-129.
- [13] Ghanbari A, Chen X, Wang W, et al. Haptic microrobotic intracellular injection assistance using virtual fixtures[C]//International Conference on Control, Automation, Robotics, and Vision. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 781-786.
- [14] Nicolis D, Zanchettin A M, Rocco P. A hierarchical optimization approach to robot teleoperation and virtual fixtures rendering[J]. IFAC PapersOnLine, 2017, 50(1): 5672-5679.
- [15] Vitrani M A, Poquet C, Morel G. Applying virtual fixtures to the distal end of a minimally invasive surgery instrument[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2017, 33(1): 114-123.
- [16] Tang A L, Cao Q X, Pan T W. Spatial motion constraints for a minimally invasive surgical robot using customizable virtual fixtures[J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2015, 10(4): 447-460.
- [17] Bowyer S A, Davies B L, Baena F R Y. Active constraints/virtual fixtures: A survey[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2014, 30(1): 138-157.
- [18] Shen L J, Chen Y Q, Cheng D, et al. In vivo retinal vein bypass surgery in a porcine model[J]. Current Eye Research, 2016, 41(1): 79-87.
- [19] 肖晶晶, 杨洋, 沈丽君, 等. 视网膜血管搭桥手术机器人系统的研究[J]. 机器人, 2014, 36(3): 293-299.
- Xiao J J, Yang Y, Shen L J, et al. A robotic system for retinal vascular bypass surgery[J]. Robot, 2014, 36(3): 293-299.
- [20] Xiao J J, Huang L, Shen L J, et al. Design and research of a robotic aided system for retinal vascular bypass surgery[J]. Journal of Medical Devices, 2014, 8(4): No.044501.
- [21] 陈亦棋, 张超特, 洪明胜, 等. 辅助玻璃体视网膜显微手术机器人系统的研制及应用[J]. 中华实验眼科杂志, 2017, 35(1): 38-41.
- Chen Y Q, Zhang C T, Hong M S, et al. Development of cooperative robot-assisted surgery system for vitreoretinal microsurgery and its feasibility test in an animal model[J]. Chinese Journal of Experimental Ophthalmology, 2017, 35(1): 38-41.

作者简介:

肖晶晶 (1985-), 女, 博士, 助理研究员. 研究领域: 显微外科机器人技术.

杨洋 (1962-), 男, 博士, 教授. 研究领域: 多指灵巧手, 医疗机器人, 精密机械设计.

沈丽君 (1964-), 女, 博士, 教授, 主任医师. 研究领域: 眼底外科, 眼外伤.