arXiv:2304.00213v1 [cs.RO] 1 Apr 2023

视网膜手术中的人机交互：串联与并联协作机器人的比较研究

Botao Zhao[1], Mojtaba Esfandiari[1], David E. Usevitch[1],*IEEE* 学生会员, Peter Gehlbach[2], *IEEE* 会员, Iulian Iordachita[1],*IEEE* 高级会员

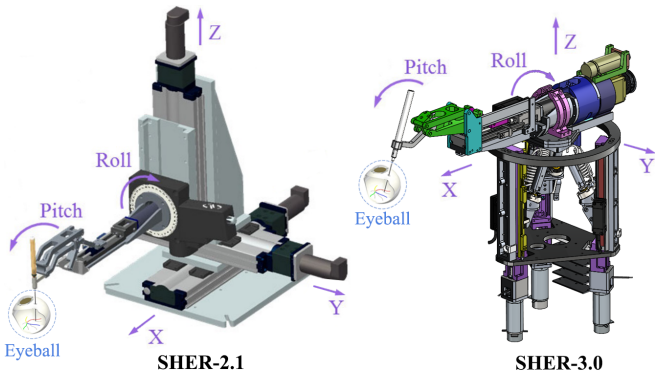
摘要—用于眼内手术的协作机器人可帮助外科医生以很高的精度和稳定性进行玻璃体视网膜手术。多种机器人结构设计已展现出执行这类手术的能力。本研究考察了串联和并联协作控制机器人完成视网膜血管跟踪任务时的性能对比，重点关注人机交互表现和用户体验。结果表明，尽管两种机器人在结构以及交互力和力矩方面存在差异，但在总体机器人与患者交互表现和平均手术时间方面，两者表现相近。这些发现对手术机器人技术的开发与应用具有重要意义，表明串联和并联协作控制机器人均可有效执行玻璃体视网膜手术任务。

I. 引言

玻璃体视网膜手术（VRS）是医学领域最精细、要求最高的眼科手术之一。VRS针对玻璃体和视网膜疾病。玻璃体是一种透明的凝胶状物质，填充在晶状体与视网膜之间，为眼睛提供营养和支撑。视网膜是覆盖眼球后部的一层薄薄的组织，其中含有感光细胞，用于接收光子，并向大脑发送电信号和化学信号以实现视觉感知 [1]。VRS可用于治疗多种疾病，包括视网膜脱离、黄斑裂孔、视网膜前膜、糖尿病视网膜病变和年龄相关性黄斑变性。鉴于这类手术的挑战性，近年来人们开发了各种辅助眼科手术机器人。这些机器人大致可分为三大类：手持式机器人、远程操作机器人和协作控制机器人 [2]。

手持式玻璃体视网膜手术机器人是由眼科医生直接手持、无需外部支撑的微型化机器人器械。通常情况下，机器人会将一个主动工具连接在其末端执行器上。由于一般的工具操作由外科医生直接控制，这类机器人非常熟悉且直观，掌握起来所需的努力较少。卡内基梅隆大学的Micron系统 [3]是其中最知名的专为玻璃体视网膜手术设计的手持式机器人之一。远程操作玻璃体视网膜手术机器人由控制器—响应器接口对组成，外科医生通过操纵杆或其他用户界面操作控制器机构，从而远程操纵响应器。该方法的优势包括运动缩放控制，以及消除手术过程中的手部震颤；这两项功能对于眼科手术任务尤其有益。SMOS [4], Preceyes[5], 和 RAMS [6] 机器人都是玻璃体视网膜手术远程操作机器人的著名实例。协同控制机器人（“协作机器人”）旨在允许外科医生和机器人共同进行控制。外科医生握持由机器人支撑的手术器械，该器械通过力-力矩传感器与机器人连接。当外科医生移动工具时，机器人会根据预先分配的、与检测到的力和扭矩相对应的柔顺运动实时移动。这些运动由指定的机器人运动学和选定的控制算法决定。协作机器人能够减少或消除手部震颤，同时保留外科医生所熟悉的直接工具操作体验。玻璃体视网膜手术领域知名的协同控制机器人包括伦敦国王学院和莫菲尔德眼科医院 [7], 鲁汶大学 [8]的机器人系统，以及由约翰斯·霍普金斯大学开发的稳手眼科机器人（SHER） [9]。

玻璃体视网膜手术机器人系统采用了多种有效的机器人设计，以实现外科手术任务所需的精确运动，包括串联结构和并联结构的应用。既往研究致力于串联和并联机器人的运动学、动力学和控制系统的设计、分析与比较



(a) (b)

图1：（a）笛卡尔串联机器人 SHER-2.1 和（b）Delta 并联机器人 SHER-3.0 的 CAD模型。

*本研究得到美国国立卫生研究院资助，资助项目编号为 2R01EB023943-04A1 和 1R01 EB025883-01A1，并部分得到 JHU 内部经费支持。[1] Botao Zhao、Mojtaba Esfandiari、David E. Usevitch 和 Iulian Ior- dachita 任职于美国马里兰州巴尔的摩市 21218 号约翰斯·霍普金斯大学机械工程系及计算感知与机器人实验室。（bzhao17,mesfand2,usevitch,iordachita@jhu.edu）[2] Peter Gehlbach 任职于美国马里兰州巴尔的摩市 21287 号约翰斯·霍普金斯医院 Wilmer眼科研究所。（pgelbach@jhmi.edu）

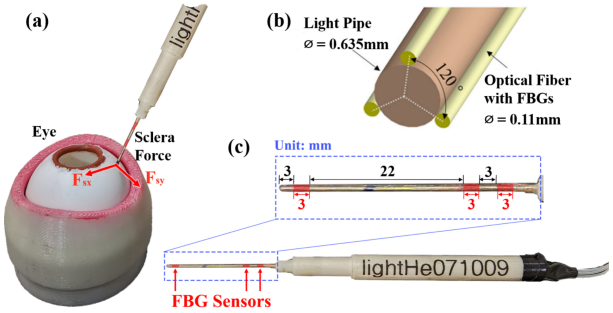


图2： FBG力传感工具的设计与尺寸。(a) 与眼球仿体交互的工具杆。(b) 工具杆的剖视图及几何形状 [12]。(c) 长度为3 mm的FBG传感器的尺寸。

，但对这两种类型进行比较并非易事。总体而言，串联机器人具有出色的重复性，并且易于编程，可执行各种外科手术，但与并联机器人相比，其体积较大，可能会给某些手术环境带来挑战。并联机器人通常能够实现更快的动态运动、更高的刚度，而且其可限制为紧凑尺寸的特性使其非常适合用于狭小的手术空间。然而，与串联机器人相比，并联机器人的设计与实施涉及更复杂的数学、编程和操作。

尽管已有大量研究探讨机器人设计与控制，并阐述了这两类机器人各自的优缺点，但将它们用于医疗手术任务的比较研究仍然缺乏。由于比较这两类机器人相当复杂，涉及许多因素（例如运动学、动力学、雅可比计算的复杂性以及其他诸多因素），因此，将比较简化为主要关注人机交互，或许具有重要价值，因为在考量协作机器人时，人机交互是最关键的因素。深入了解这种交互，或许能揭示在协作手术任务中采用某种机器人设计相较于另一种设计的优势。因此，基于人机交互开展比较研究，有望揭示不同类型机器人在性能上的差异，并为未来协作式玻璃体视网膜手术机器人的设计趋势提供参考。

本研究对两种运动学结构不同的 SHER机器人（SHER-2.1 和 SHER-3.0）进行了比较研究。这两种机器人分别采用串联和并联机器人设计，旨在更深入地了解它们在玻璃体视网膜手术中的差异。由于基于串联结构的 SHER-2.1 已被证实是用于玻璃体视网膜手术的可靠且有效的机器人 [9],[13], ，因此本研究将其作为基准，与并联机器人 SHER-3.0 进行比较。为比较人机交互，本研究测量并记录了每种机器人中用户手部与工具的交互所产生的力和扭矩，以及工具与眼球仿体交互时产生的力。通过学习曲线和累积和控制图（CUSUM）技术 [14] 评估用户熟练度，并比较使用每种机器人进行操作时的表现。

本研究为比较串联和并联机器人在使用 CC 玻璃体视网膜手术机器人进行人机交互方面提供了见解。我们提出了一项独特的沿血管跟随任务，可用于比较 CC 机器人的性能，并介绍了分析方法，用于比较此类机器人所产生的人机交互力和力矩，以及工具与组织之间的力和力矩。

II. Steady-Hand眼科机器人

Steady-Hand眼科机器人旨在让外科医生与机器人协同控制工具。外科医生和机器人共同握持手术器械，器械通过力和扭矩传感器连接到机器人。工具手柄会传递用户在手柄坐标系中施加的力和扭矩测量值，如图3所示。导纳控制算法将施加的力和扭矩转换为期望的平移速度和旋转速度。工具杆内嵌有光纤式力传感器，用于测量工具与眼睛的交互力。

A. SHER-2.1

如图1(a)所示，SHER-2.1是一款具有5个自由度（DoF）的笛卡尔串联机器人。三个直线执行器可沿x、y和z方向平移。安装在垂直滑轨上的延伸臂还具有额外的2个自由度，可绕x轴和y轴旋转。该机器人延伸臂配有紧凑型工具夹持器，并设有用于装入手术器械的快速释放机构；其结构设计坚固，可为工具旋转提供足够的工作空间[9]。

B. SHER-3.0

如图1(b)所示，SHER-3.0是一款具有5个自由度的Delta并联机器人。Delta系统采用三个垂直排列的直线执行器来驱动Delta臂，从而实现沿x、y和z方向的平移，同时保持Delta平台水平。与SHER-2.1类似，安装在Delta平台上的机器人延伸臂还具有额外的2个自由度，可绕x轴和y轴旋转。不过，SHER-3.0采用了简化的四连杆机构。与SHER-2.1相比，该机构的延伸臂更长，因此为外科医生提供了更多手部空间，提升了使用时的舒适度，并缓解了工作空间方面的限制。四连杆机构由偏置曲柄滑块机构驱动，而偏置曲柄滑块机构则由旋转执行器驱动 [15]。由于SHER-2.1已在先前的研究中成功应用，因此在开展任何实验之前，对SHER-3.0的增益进行了调节，使其在移动工具时具有与SHER-2.1相似的响应和操控感。

*C. FBG*力传感工具

安装在手术器械上的光纤布拉格光栅（FBG）力传感工具，用于直接测量工具与眼组织交互时施加在工具上的力的大小。 [12]。工具杆由一根显微手术导光管构成，管周以 120° 间隔布置了三根 FBG 光纤（Technica S.A.，中国北京），如图2b所示。每根光纤都包含三个独立的、长度为 3 mm 的 FBG传感器，如图2c所示。

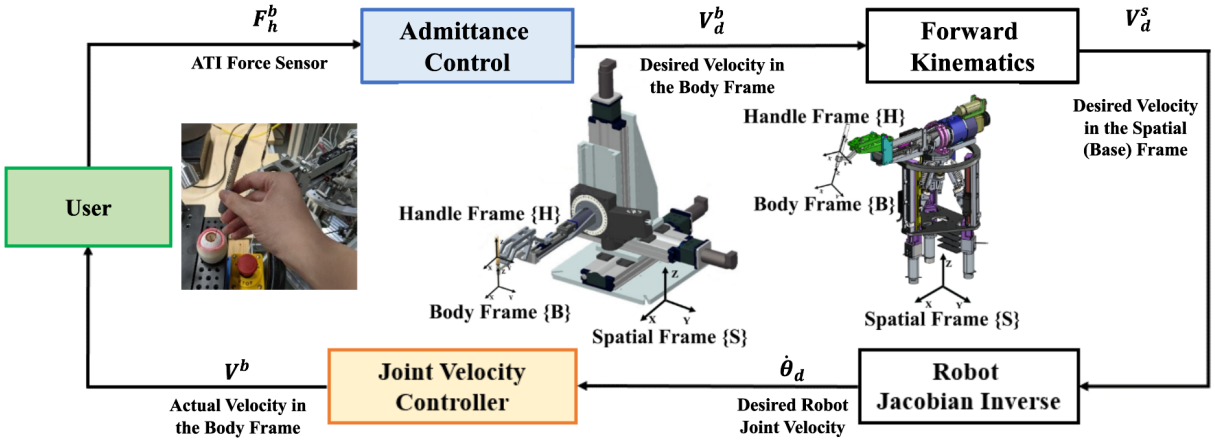


图3： 框图展示了本实验中用于协同控制 SHER 的导纳控制模式。对于两种机器人，机体坐标系 {B} 到手柄坐标系 {H} 的变换相同。

III. 导纳控制方案

两台 SHER机器人均采用导纳控制算法，使外科医生能够协同操控连接在机器人力-力矩传感器上的工具，并引导 SHER 达到期望构型。六自由度传感器输出一个力旋量 $F_h^b = [f_b,\ \tau_b]^T \in \mathbb{R}^6$，其中包括施加在机器人手柄上的手与工具间的交互力 $f_b \in \mathbb{R}^3$ 和扭矩 $\tau_b \in \mathbb{R}^3$，并以机器人机体坐标系表示，如图3所示。随后，该力旋量 F_h^b 用于导纳控制算法，以生成机器人机体坐标系下所需的末端执行器速度向量，记为 $V_{bd} = [v_d,\ \omega_d] \in \mathbb{R}^6$ 如下：

$$V_d^b = \mathbb{K} F_h^b \tag{1}$$

其中，$\mathbb{K} \in \mathbb{R}^{6\times6}$ 是一个常数增益对角矩阵，v_d 和 ω_d 分别是期望的末端执行器线速度和角速度，以机器人机体坐标系表示。公式 1 表明，期望的末端执行器速度 V_d^b 与手部和工具之间的交互力 F_h^b 成正比，因此

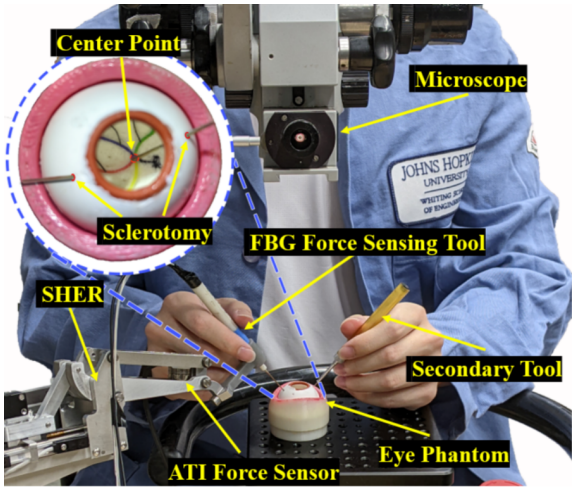


图4： 实验装置包括 SHER、ATI Nano17 力/扭矩传感器、配备光纤布拉格光栅的力传感工具、辅助工具、眼球仿体和蔡司手术显微镜。

每个自由度的比例程度均可通过矩阵$\mathbb{K}$对角元素的大小分别调整。

在任务空间中求得期望末端执行器速度 V_d^b 后，可按如下方式计算期望关节空间角速度向量

$$\dot{\Theta}_d = J_{sb}^{\dagger}(\Theta) V_d^b \tag{2}$$

其中，$\Theta \in \mathbb{R}^5$ 表示关节变量，$\dot{\Theta}_d \in \mathbb{R}^5$ 表示期望关节空间角速度，$J_{sb} \in \mathbb{R}^{6\times5}$ 是机器人雅可比矩阵，用于在机器人空间坐标系（如图3所示）与机器人机体坐标系之间映射关节速度和末端执行器速度；$J^{\dagger}{}_{sb} \in \mathbb{R}^{5\times6}$ 是雅可比伪逆，用于将末端执行器速度映射为关节速度，其计算方式如下，参见 [16]。

$$J_{sb}^{\dagger} = J_{sb}^T (J_{sb} J_{sb}^T)^{-1} \tag{3}$$

在每个定义的时间步，低级电机控制器生成期望关节速度 $\dot{\Theta}_d$，以根据计算得到的雅可比矩阵所产生的末端执行器速度 V_d^b 来控制机器人电机。

IV. 实验

设计了一项初步研究，通过分析用户手部与工具间的交互力和扭矩，以及在血管跟踪任务中的工具与眼睛的交互力，量化用户与每个 SHER 之间的协作控制性能。研究采用一名右利手的非临床用户采集数据。

A. 实验装置

两套实验装置如图4所示，均包括 SHER、ATI 力-力矩传感器（Nano17，ATI Industrial Automation，美国北卡罗来纳州）、配备 FBG 的力传感工具及其解调仪（Technica Optical Components，中国）、硅胶眼球仿体、辅助稳定工具和蔡司手术显微镜。台式计算机通过 TCP-IP连接与 SHER、力-力矩传感器及配备 FBG 的工具相连。

图4所示的硅胶眼球仿体，其视网膜上绘有四条彩色血管，被放置在手术

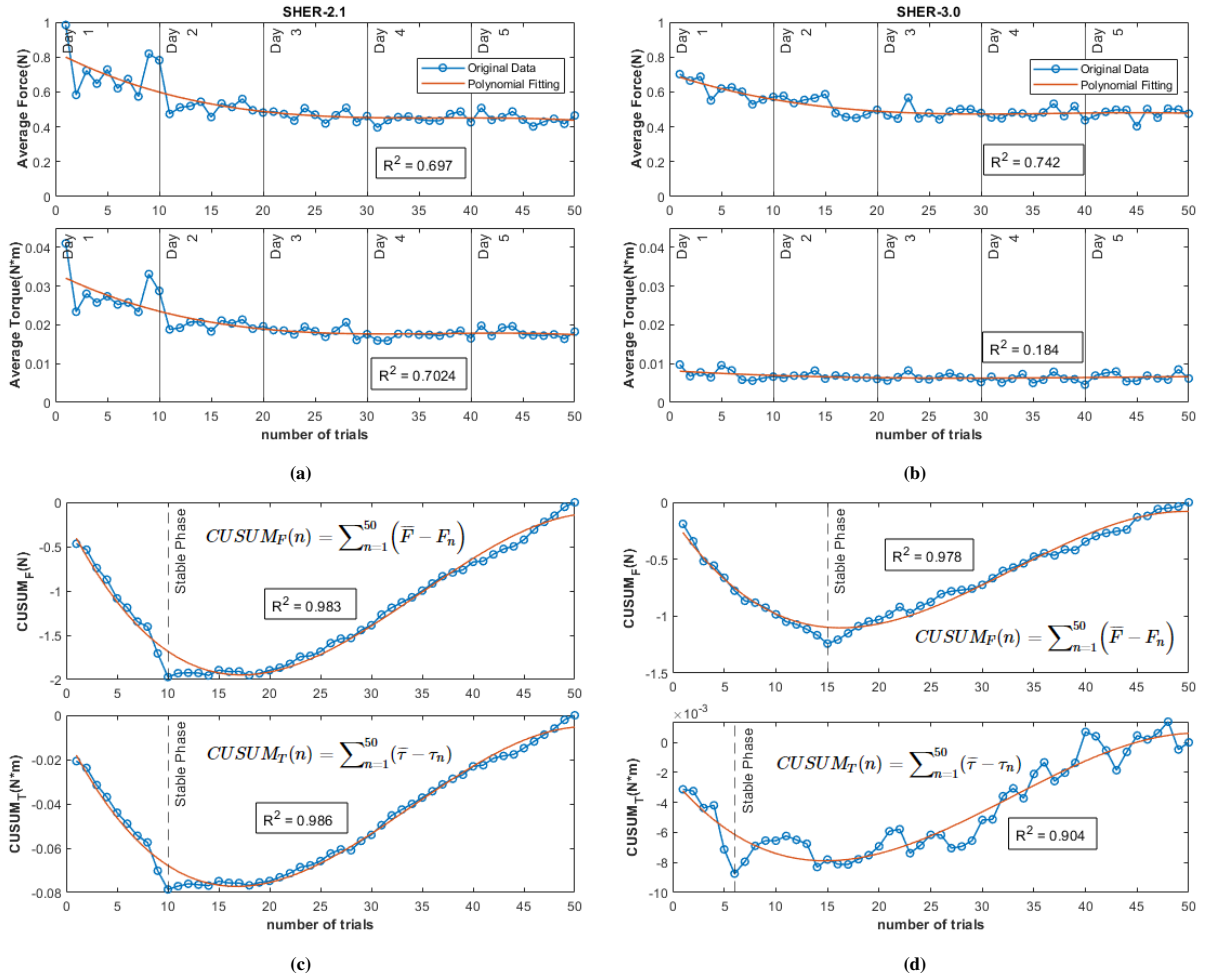


图5： 原始数据点及三次多项式拟合。(a) 使用SHER-2.1时，用户手与工具间的交互力和扭矩平均值的学习曲线。(b) 使用SHER-3.0时，用户手与工具间的交互力和扭矩平均值的学习曲线。(c) 使用SHER-2.1时，手柄力和扭矩的累积和曲线。(d) 使用SHER-3.0时，手柄力和扭矩的累积和曲线。为获得更好的可视化效果，(c)和(d)采用了不同的刻度绘制。

显微镜下，以便用户在进行工具操作时观察。眼球模型是解剖结构相似的眼模型，通常用于台架实验，模拟人眼的部分或许多特性 [17]。

B. 实验流程

为模拟玻璃体视网膜手术任务，用户握住连接到SHER的工具杆，并将工具通过在模型巩膜组织上制作的巩膜切开术切口插入模型眼中。随后，用户在协作机器人的带动下移动工具尖端。两个机器人在操作过程中均采用前述导纳控制。

用户需要使用 FBG 力传感工具的尖端跟随四条模拟眼部血管的彩色线条。这项血管跟踪任务是一种简化操作，其灵感来源于视网膜膜剥除术中的动作：临床医生检查视网膜、移动眼球，并操控工具到达特定位置以夹取组织。在每次试验开始前，工具尖端都被放置在圆形区域的中心“起始位置”（如图 4 所示），即四条彩色血管的交汇点。随后，用户依次跟随每条血管，试图始终使工具的中心轴与所跟随血管的中心轴保持共线。用户使用辅助工具，以便在血管跟踪过程中更好地控制模型眼球的操控，实现稳定或旋转。

将FBG力传感工具通过巩膜切开术插入眼球后，用户沿每条血管移动工具尖端，直至到达血管末端，然后沿相同路径返回起点。这种“来回移动”过程会重复进行，直到用户完成对全部四条血管的轨迹跟随。完成全部四项血管跟随任务记为一次成功试验。为消除潜在偏差，每次试验的颜色顺序均采用随机排列。

为确保用户在两种机器人上的操作熟练度相近，在正式实验前，用户分别在每种机器人上进行了50次练习试验。为量化用户熟练度，通过绘制每次试验的手柄力和扭矩均值来构建学习曲线。根据学习曲线理论，随着练习试验次数的增加，性能曲线最终应趋于收敛。我们采用累积和分析

表 I: 十次随机试验的比较结果。P值小于 0.05 时，认为差异具有统计学意义 t.

	Mean handle force (N)	Mean handle torque (N·m)	Mean sclera force (mN)	Max sclera force (mN)	Average operating time (s)	Cartesian size (cm)	Weight (kg)
SHER-2.1	0.437	0.0178	341.271	1971.59	37.91	90×51×67	27.2
SHER-3.0	0.535	0.0087	334.503	1582.1	36.549	50×24×44	9.1
P-value	3.147×10^{-8}	1.649×10^{-9}	0.742	0.0151	0.328	N/A	N/A

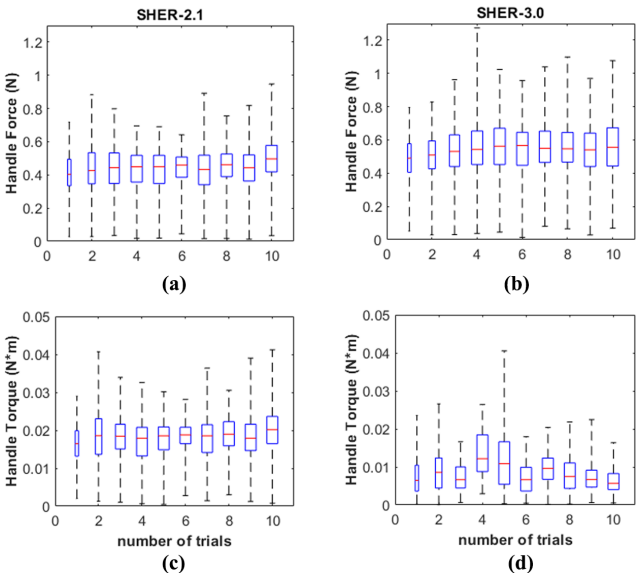


图6: 数据分布：(a) SHER-2.1 的手与工具间的交互力；(b) SHER-3.0 的手与工具间的交互力；(c) SHER-2.1 的手到工具交互扭矩；(d) SHER-3.0 的手到工具交互扭矩

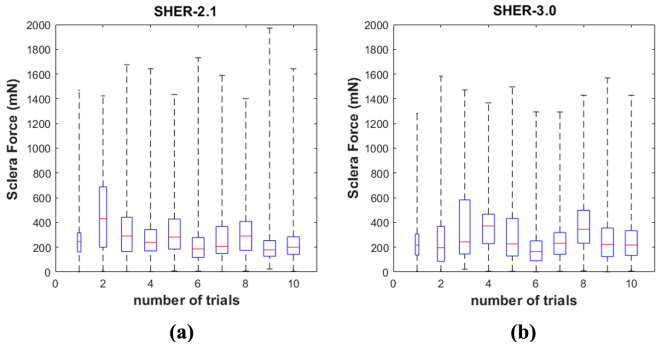


图7: 数据分布：(a) SHER-2.1 的工具与眼睛的交互力；(b) SHER-3.0 的工具与眼睛的交互力

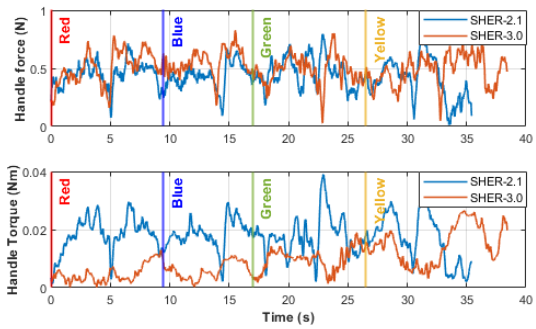


图8: SHER-2.1 和 SHER-3.0 各实验组单次试验中的手柄力和扭矩幅值变化。

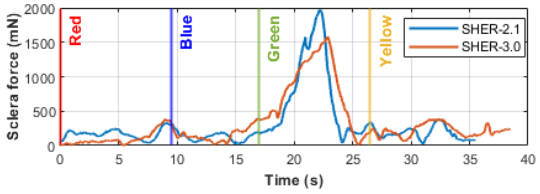


图9: SHER-2.1 和 SHER-3.0 单次试验中的巩膜力幅值变化。

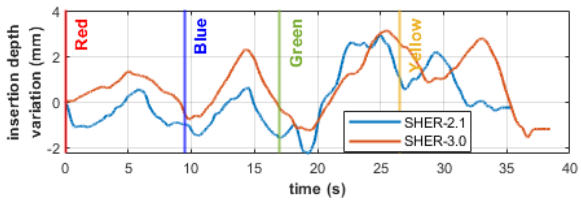


图10: SHER-2.1 和 SHER-3.0 单次试验的插入深度变化。

来评估参与者达到稳定阶段所需的试验次数。累积和控制图是一种用于检测过程均值随时间变化的统计方法，常用于监测个人或群体的学习进度 [14]。累积和控制图有助于确定参与者是否已达到稳定的性能水平，CUSUM曲线上的转折点表明性能出现了显著改善。在本研究中，CUSUM曲线被用作性能曲线，并定义为累积和控制图$(n) = \sum_{n=1}^{50}(\bar{X} - X_n)$，其中 $\bar{X}$ 表示均值 50 次试验中的总体作用力或扭矩，X_n 则表示n^{th} 次试验中作用力或扭矩的均值。学习阶段结束后，要求用户使用每台机器人各进行 10 次血管跟随试验。为进一步消除不确定性的影响，用户上午使用 SHER-2.1 进行 10 次试验，晚上使用 SHER-3.0 进行 10 次试验，并于次日以相反顺序执行相同任务。

V. 结果与讨论

图5a和图5b分别绘制了SHER-2.1和SHER-3.0每次试验的手柄力和扭矩平均值，用于展示用户在每个机器人上的熟练程度。可以看出，对于两个机器人，试验次数与手到工具交互力和扭矩之间呈负相关。这表明工具所受的力会逐渐减小

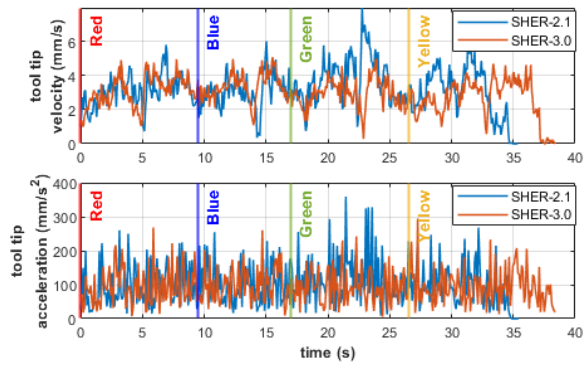


图11： SHER-2.1 和 SHER-3.0 单次试验中工具尖端速度和加速度的大小。

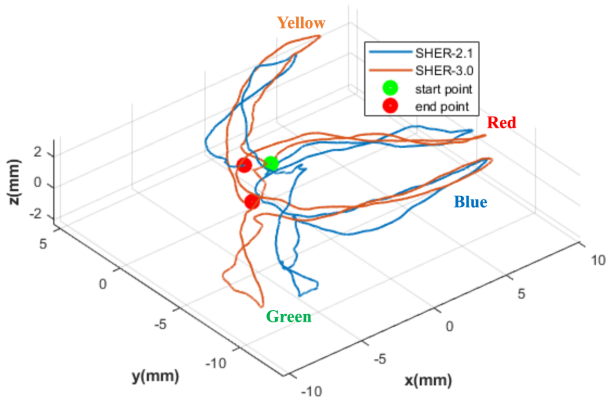


图12： 根据 SHER-2.1 和 SHER-3.0 的正向运动学计算得到的单次试验工具尖端轨迹。

，随着用户学习使用SHER控制工具。力和扭矩值在50次试验的学习阶段内趋于收敛，表明在进行后续实验前，用户已正确学会操作每个SHER。显著的转折点被确定为CUSUM曲线中的最低点。在本实验中，转折点标志着学习曲线初始阶段与稳定阶段之间的界限。如图5c和图5d所示，转折点与5a和5b中分别对应每个SHER的力和扭矩学习曲线稳定阶段的起点高度吻合。图5c显示，使用SHER-2.1进行10次试验后，手工具交互力和扭矩均达到学习曲线的平台期。同样，对于SHER-3.0，图5d显示，用户的手工具交互力和扭矩分别在15次和6次试验后达到稳定水平。因此，根据CUSUM图和拟合的多项式曲线结果，我们可以看出，用户在15次试验后已在两个机器人上达到稳定的熟练程度，后续试验中没有发生显著变化。

图6显示了在比较两个机器人的10次试验中，血管跟随任务所有时间区间内手柄扭矩和手柄力数据分布的箱线图。图6a和图6b展示了手柄力，显示两个机器人的手柄力中位数值分布分别在0.4 N和0.5 N附近波动。图6c和图6d展示了手柄扭矩，显示SHER-2.1的中位数值约为0.015 Nm，约为SHER-3.0的两倍。因此，与使用SHER-3.0时相比，用户需要施加更大的扭矩来改变SHER-2.1工具的方向。不同的延伸臂长度很可能影响了这些结果。

图7显示了在比较 SHER-2.1 和 SHER-3.0 的10次试验中，血管跟随任务所有时间间隔内巩膜力分布的箱线图。大多数力值集中在100mN至300mN之间，在10次试验中未观察到巩膜力分布发生明显变化。这表明两种机器人在所有试验中的巩膜插入力均保持一致。

表 I总结了使用两个机器人进行10次血管跟随试验的结果。该表还包括机器人的尺寸和重量信息。如图1所示，每个机器人的整体笛卡尔尺寸均表示为 X×Y×Z，其中长度、宽度和高度是在机器人处于归位构型时测量的。通过双样本t检验，对零假设进行检验，即两个数据集在平均手柄力和扭矩、平均值和最大巩膜力以及平均手术时间方面不存在显著差异 [18] ，并使用P值0.05确定显著性。SHER-2.1的平均用户机器人交互力值显著低于 SHER-3.0（分别为0.437 N和0.535 N，P=3.147 ×10^{-8}）。用户使用 SHER-3.0时施加的平均扭矩显著小于使用 SHER-2.1时的平均扭矩（0.0178 Nm 对 0.0087 Nm，P=1.649 × 10^{-9}）。重要的是，SHER-3.0的最大巩膜交互力也显著较小（1582.1mN 对 1971.59，P=0.0151），但平均巩膜力、平均手术时间和手术时间的P值均未发现显著差异。尽管单次试验之间存在差异，且两个机器人之间存在一些显著差异，但使用两种机器人时的总体性能通常相似。虽然如 SHER-3.0所示，降低最大巩膜力是理想的，但很难断定 SHER-3.0优于 SHER-2.0（或反之），尽管平均手柄力和扭矩之间也发现了显著差异。

图8显示了用户手部与工具交互力和扭矩在使用两个机器人执行标准血管跟踪序列：红-蓝-绿-黄（RBGY）期间单次试验中的变化。可以看出，在本次试验中，SHER-2.1 的手柄扭矩明显大于 SHER-3.0，尽管手柄扭矩的差异并不十分明显。

图9显示了与图8对应的单次试验期间，每个机器人工具施加于眼球仿体的巩膜力变化。SHER-2.1 的巩膜力在手术时间内总体上与 SHER-3.0 一致，但具有更大的最大力。需要注意的是，当用户沿着绿色血管操作时，巩膜力总是达到允许的最大峰值。这是由于

插入点的位置距离绿色血管过近。这迫使用户以较大的角度沿着该血管操作，从而对眼球仿体施加更大的力。在眼科手术期间，可以通过改变巩膜插入点来避免这种情况。

图12可视化了在沿RBGY血管路径进行单次试验时，使用两个机器人计算得到的工具尖端轨迹（假设工具为刚体）。图10显示了z轴上的插入深度变化，其中零值表示工具在起始点处的初始插入深度。图11显示了两个机器人进行单次RBGY试验时工具尖端速度和加速度的大小。这些特征表明，SHER-2.1与SHER-3.0之间的用户交互具有一致性。

VI. 结论与未来工作

本研究对使用CC串联机器人（SHER-2.1）和并联机器人（SHER-3.0）时的标准化血管跟随性能进行了初步比较研究。通过这些方法确定了两个机器人之间的三项主要差异，包括平均手柄扭矩、平均巩膜力以及手术过程中施加于眼球仿体的最大巩膜力。根据实验结果，我们可以得出结论：在使用两个机器人进行相同程度的训练后，两个机器人在标准化血管跟随任务中的表现相近。值得注意的是，SHER-3.0比SHER-2.1更小、更轻，因此更易于部署在手术室中。鉴于这些发现，可以认为SHER-3.0作为下一代眼科手术平台具有很大潜力，尽管进一步的研究和针对具体手术的调试可能会改善其结果。

未来的比较研究可以纳入利用计算机视觉算法进行实时工具尖端轨迹分析，并可能应用虚拟边界，以改善跟随效果。此外，增加研究中的用户数量有助于验证结果并提高其普适性。理想情况下，这将评估非临床人员与有经验的视网膜外科医生之间的结果差异。比较不同经验水平的外科医生之间结果的适当研究，也将为未来探索CC手术机器人提供有趣且有价值的参考。测试针对视网膜中不同位置的定位任务（即使用两种机器人触碰一组网格点），对于评估机器人执行视网膜膜剥除术等任务的能力也将很有价值。

参考文献

[1] K. H. Nguyen、B. C. Patel 和 P. Tadi。（2023年1月）解剖学：头颈部——眼视网膜。佛罗里达州特雷asure岛：StatPearls Publishing。美国国立卫生研究院，美国国家医学图书馆。 [在线]。网址：https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK542332/ [2] E. Vander Poorten、C. N. Riviere、J. J. Abbott、C. Bergeles、M. A. Nasseri、J. U. Kang、R. Sznitman、K. Faridpooya 和 I. Iordachita，《机器人视网膜手术》，载于机器人与图像引导手术手册。爱思唯尔，2020年，第627–672页。

[3] S. Yang、R. A. MacLachlan 和 C. N. Riviere，《六自由度手持式抗震微外科器械的操作器设计与操作》，*IEEE/ASME*机电一体化汇刊，第20卷，第2期，第761–772页，2014年。[4] A. Guerrouad 和 P. Vidal，《SMOS：用于眼科手术的立体定向微型遥操作器》，载于《二十一世纪图像》。国际医学与生物学工程学会年会论文集，。IEEE，1989年，第879–880页。[5] T. Meenink、G. Naus、M. de Smet、M. Beelen 和 M. Steinbuch，《玻璃体视网膜手术中实现微米级精度的机器人辅助》，《眼科研究与视觉科学》，第54卷，第15期，第5808–5808页，2013年。[6] M. A. Nasseri、M. Eder、S. Nair、E. Dean、M. Maier、D. Zapp、C. P. Lohmann 和 A. Knoll，《一种用于辅助眼科手术的新型机器人的引入》，载于*2013*年第*35*届*IEEE*国际医学与生物学工程学会年会（*EMBC*）。IEEE，2013年，第5682–5685页。[7] A. Mablekos-Alexiou、S. Ourselin、L. Da Cruz 和 C. Bergeles，《基于需求的玻璃体视网膜手术机器人手术工具设计及端到端动态建模》，载于*2018*年*IEEE*国际机器人与自动化会议（*ICRA*）。IEEE，2018年，第135–141页。[8] A. Gijbels、N. Wouters、P. Stalmans、H. Van Brussel、D. Reynaerts 和 E. Vander Poorten，《视网膜手术新型机器人操作器的设计与实现》，载于*2013*年*IEEE/RSJ*智能机器人与系统国际会议。IEEE，2013年，第3598–3603页。[9] X. He、D. Roppenecker、D. Gierlach、M. Balicki、K. Olds、P. Gehlbach、J. Handa、R. Taylor 和 I. Iordachita，《面向临床应用的玻璃体视网膜手术稳手眼科手术机器人》，载于美国机械工程师学会国际机械工程大会暨展览会，第45189卷。美国机械工程师学会，2012年，第145–153页。[10] Z. Pandilov 和 V. Dukovski，《串联机器人与并联机器人的特性比较》。《科尔维努斯工程技术学报》，第7卷，第1期，2014年。[11] R.-M. A. Nzue、J.-F. Breth´e、E. Vasselin 和 D. Lefebvre，《基于不同性能指标的串联机器人与并联机器人重复定位精度比较》，《机构学与机器理论》，第61卷，第136–155页，2013年。[12] C. He、E. Yang、N. Patel、A. Ebrahimi、M. Shahbazi、P. Gehlbach 和 I. Iordachita，《用于双手机器人辅助视网膜手术的自动导光管驱动系统》，*IEEE/ASME*机电一体化汇刊，第25卷，第6期，第2846–2857页，2020年。[13] A. Ebrahimi、C. He、M. Roizenblatt、N. Patel、S. Sefati、P. Gehlbach 和 I. Iordachita，《实时巩膜力反馈：实现安全的机器人辅助玻璃体视网膜手术》，载于*2018*年第*40*届*IEEE*国际医学与生物学工程学会年会（*EMBC*）。IEEE，2018年，第3650–3655页。[14] Y. Nagakawa、Y. Nakamura、G. Honda、Y. Gotoh、T. Ohtsuka、D. Ban、K. Nakata、Y. Sahara、V. V. D. Velasquez、K. Takaori等，《腹腔镜胰十二指肠切除术初期经验中的学习曲线及影响手术结果的手术因素》，《肝胆胰科学杂志》，第25卷，第11期，第498–507页，2018年。[15] R. Roth、J. Wu、A. Alamdar、R. H. Taylor、P. Gehlbach 和 I. Ior- dachita，《面向临床优化的倾斜机构：用于稳手眼科手术机器人的双侧微操作》，载于*2021*年国际医疗机器人研讨会（*ISMR*）。IEEE，2021年，第1–7页。[16] P. Chiacchio、S. Chiaverini、L. Sciavicco 和 B. Siciliano，《采用任务空间扩展和任务优先级策略的受约束冗余操作器闭环逆运动学方案》，《国际机器人研究杂志》，第10卷，第4期，第410–425页，1991年。[17] A. Gupta、B. Gonenc、M. Balicki、K. Olds、J. Handa、P. Gehlbach、R. H. Taylor 和 I. Iordachita，《用于开发计算机与机器人辅助视网膜前膜剥除术的人眼仿体》，载于*2014*年第*36*届*IEEE*国际医学与生物学工程学会年会。IEEE，2014年，第6864–6867页。[18] D. C. Montgomery，实验设计与分析。约翰·威立父子出版公司，2017年。