

文章编号: 1004-7220(2022)06-1014-06

负压吸附式角膜夹持器设计与吸附参数仿真研究

符志谋¹, 郑昱¹, 广晨汉¹, 林闯¹, 刘建军¹, 杨洋¹, 梁庆丰²

(1. 北京航空航天大学 机械工程及自动化学院, 北京 100191;

2. 首都医科大学附属北京同仁医院 北京市眼科研究所, 北京市眼科学与视觉科学重点实验室, 北京 100005)

摘要:目的 提出一种通过负压将角膜吸附提升至合适缝合深度的高度后进行缝合的方案,并对吸附参数进行仿真研究。方法 根据手术要求,设计负压吸附式角膜夹持器。建立不同长度、深度及位置的直型伤口角膜的吸附仿真模型,针对 6 种负压条件,利用流固耦合分析对负压吸附角膜过程进行仿真,求解角膜变形、应力及吸附力。在 PDMS 薄膜上测量 6 种负压条件所产生的吸附力,并与仿真结果对比分析。同时在离体猪眼球上进行吸附实验,评估所设计角膜夹持器的操作安全性。结果 $-70\sim-40$ kPa 负压下,所有仿真模型角膜最大变形均大于角膜缝合深度要求的伤口最大提升高度。最大变形随负压减小而增大。所有仿真模型角膜最大应力均小于角膜基质破坏强度(5 MPa)。吸附力仿真值相对实验值比较吻合。负压高于 -70 kPa 时所设计夹持器进行吸附操作时角膜未出现破裂。结论 该角膜夹持器在 $-70\sim-40$ kPa 负压下能实现角膜缝合深度要求,且可通过改变负压精确调控缝合深度,高于 -70 kPa 时进行吸附操作不损伤角膜组织。在该角膜夹持器辅助下,医生可使用直针完成角膜缝合操作,降低临床操作的难度。

关键词: 负压吸附;角膜夹持器;仿真;变形;应力;吸附力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.006

Design of Corneal Holder Based on Negative Pressure Suction and Simulation of Suction Parameters

FU Zhimou¹, ZHENG Yu¹, GUANG Chenhan¹, LIN Chuang¹, LIU Jianjun¹, YANG Yang¹, LIANG Qingfeng²

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. Beijing Key Laboratory of Ophthalmology and Visual Sciences, Beijing Institute of Ophthalmology, Beijing Tongren Hospital, Capital Medical University, Beijing 100005, China)

Abstract: Objective To propose a scheme to suture the cornea after sucking and raising the cornea to a height suitable for suturing by negative pressure, and conduct the simulation study on suction parameters. **Methods** According to surgical requirements, the corneal holder based on negative pressure suction was designed. The simulation models of sucking cornea with straight wound (different types of length, depth and position) were established, and then the procedure of sucking cornea under 6 negative pressure conditions was simulated by fluid-structure interaction to solve the deformation, corneal stress and suction force. The suction force caused by the holder under 6 negative pressure conditions was measured on the PDMS film and compared with the simulation results. The operating safety of the proposed holder was evaluated by *in vitro* porcine eye experiment.

Results The maximum corneal deformation in all simulation models under negative pressure from -70 kPa to

收稿日期:2022-03-17; 修回日期:2022-05-02

基金项目:国家自然科学基金项目(51875011)

通信作者:杨洋,教授,博士生导师,E-mail: yang_mech@126.com

-40 kPa was greater than the maximum raising height of wound required for corneal suturing depth. The maximum corneal deformation increased with the negative pressure decreasing. The maximum corneal stress of all simulation models was less than the corneal stroma damage strength (5 MPa). The suction force of simulation was in good agreement with the experimental results. No corneal rupture occurred when the holder conducted the sucking operation under negative pressure higher than -70 kPa. **Conclusions** The corneal holder proposed in this study can meet the required depth in corneal suture surgery within the set negative pressure from -70 kPa to -40 kPa, and can precisely control the suturing depth by changing the negative pressure. The corneal tissues will not be damaged under negative pressure higher than -70 kPa. With the assistance of the corneal holder, doctors can use a straight needle to conduct corneal suture surgery and reduce the difficulty of clinical operations.

Key words: negative pressure suction; corneal holder; simulation; deformation; stress; suction force

眼睛是人从外界获取视觉信息并实现交互的重要桥梁,但由于疾病或意外,眼睛角膜组织会遭受损伤,需进行角膜移植或缝合手术修复治疗。目前,角膜缝合主要以人工方式完成,人工缝合存在以下困难:① 角膜较软且厚度小,缝合角膜深度不易控制;② 人体生理以及疲劳会导致人手产生颤抖^[1];③ 缝针较细且为圆形弯针,不易夹持。因此,人工缝合对医生操作技术与经验要求较高,且稳定性和安全性有限。

针对上述难题,研究者开发了各种辅助角膜移植或角膜缝合的手术器械及机器人系统。Kanno 等^[2]研发一种角膜夹持器械,通过负压夹持角膜,并在离体猪眼球上进行缝合实验,操作时间比人工操作减少 28%。为测量缝合深度,Shin 等^[3]设计一种集成深度传感器角膜夹持镊,但只在离体猪角膜上开展夹持实验。Park 等^[4]提出一种集成光学相干断层成像(optical coherence tomography, OCT)探头角膜缝合器械,医生可观察弯针在角膜内的路径,但器械及弯针需要人工手持操作。针对操作稳定性和安全性问题,Bourges 等^[5]利用达芬奇机器人辅助角膜裂伤缝合及穿透移植离体实验,结果表明机器人可精确放置缝合线,眶缘和鼻子不限制手术操作动作。Chammas 等^[6]应用达芬奇 Xi 机器人系统完成了 12 例离体人角膜穿透性移植,平均手术时间为(43.4±8.9) min。Yang 等^[7]研发一种双臂角膜移植机器人系统,并在离体猪眼球上进行缝合力测量实验。结果表明,机器人缝合的操作力相对人工缝合更小,且稳定性高。

综上所述,辅助角膜移植或缝合的手术器械与机器人被广泛研究并开展了离体实验,可以实现缝

合深度监测或改善操作稳定性,但缺少对弯针不易夹持、缝合深度精确调控进行综合性研究。本文提出一种基于负压吸附原理的角膜夹持器,将角膜吸附提升至合适缝合深度的高度后进行缝合。首先,根据手术要求完成角膜夹持器设计。然后,建立不同长度、深度及位置直型伤口角膜的仿真模型,采用流固耦合分析针对 6 种负压条件进行数值仿真,求解角膜变形、应力及吸附力。基于仿真数据,分析角膜最大变形与角膜伤口长度、深度、位置以及负压的关系,并比较角膜最大应力与角膜基质破坏强度的关系。最后,验证该夹持器实现角膜缝合 2/3 伤口深度的要求与通过改变负压调控缝合深度的可行性与安全性。

1 负压吸附式角膜夹持器设计

1.1 设计方案

角膜表面光滑,不易夹持,传统夹持方法使用的带齿镊子易损伤组织。且角膜厚度小(0.6~1.0 mm),缝合深度不易控制。以负压为动力可对表面光滑的物体实现吸附抓取,夹持更便利^[8]。因此,本课题组提出一种基于负压吸附原理的角膜夹持器,通过负压对角膜组织吸附提升至合适缝合深度的高度后,采用直针进行缝合,过程如下:① 将角膜夹持器定位至待缝合角膜伤口处;② 开启负压使待缝合角膜被吸附提升至一定高度;③ 定位缝针至合适缝合深度的位置;④ 将缝针刺入待缝合角膜组织;⑤ 从另一侧拔出缝针,形成缝线轨迹,完成 1 次缝合操作;⑥ 关闭负压释放角膜组织。所形成的缝线轨迹的跨距为 2~3 mm^[9],最大深度为 2/3 伤口深度^[10](见图 1)。

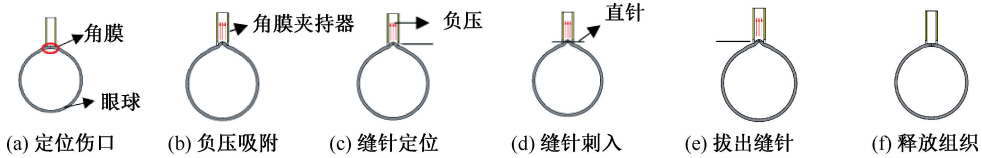


图 1 负压吸附式角膜夹持器辅助角膜缝合过程

Fig. 1 Procedure of the cornea holder for cornea suturing (a) Positioning the wound, (b) Negative pressure sucking, (c) Positioning the needle, (d) Inserting the needle, (e) Pulling out the needle, (f) Releasing the tissue

1.2 角膜夹持器设计

根据设计方案,结合角膜缝合手术中显微镜焦距参数(200 mm)对角膜夹持器进行设计。为避免干涉,预留与其他部件安装空间,且便于紧固定位,角膜夹持器外形为阶梯状,采用螺纹紧固,并在轴肩设置定位孔。根据角膜外表球面形状,该夹持器接触角膜一端设计 1 个球面吸附腔,用于吸附待缝合的角膜组织,且沿径向开设用于缝合导向的穿针槽。另外,该夹持器内部气道采用多孔-单孔变截面形式,近角膜侧为周向分布蜂窝式气孔,另一侧为圆柱沉孔。角膜夹持器三维模型见图 2。

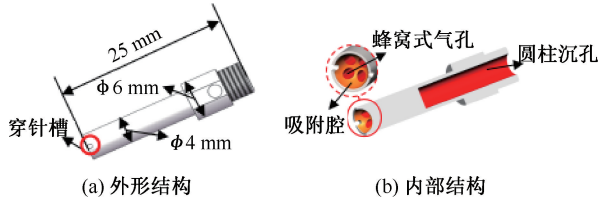


图 2 角膜夹持器三维模型

Fig. 2 Three-dimensional (3D) model of the cornea holder

(a) External structure, (b) Internal structure

注:穿针槽宽为 0.6 mm,半球面吸附腔半径为 1.7 mm。

2 负压吸附角膜参数仿真

2.1 仿真方法

作为一种有限元分析手段,流固耦合分析被广泛应用于流体-生物组织耦合方面的研究,如血管与血流耦合分析^[11]、支气管气流特性分析^[12]等。本文所提出的角膜夹持器通过负压吸附方式夹持角膜,角膜受到负压作用被拉伸产生变形,而角膜变形后对空气流场分布产生影响,故空气流体与角膜组织之间存在耦合。为分析该角膜夹持器吸附角膜时角膜被提升的高度与缝合深度及角膜应力与破坏强度的关系,评估其辅助角膜缝合的可行性与安全性,利用 ANSYS Workbench 软件中计算

流体力学与结构静力学模块对负压吸附角膜过程进行数值仿真,求解吸附时角膜的变形、应力及吸附力。

2.2 仿真前处理

2.2.1 实体模型建立 负压吸附角膜数值仿真模型包括角膜夹持器、空气流体、眼球等实体模型。其中,考虑到角膜夹持器的轴肩与螺纹用于安装或定位,对仿真结果影响较小,故简化其外形为等圆形截面,保留气道、吸附腔及穿针槽;空气流体模型根据角膜夹持器气道形状建模;由于眼球结构比较复杂,且仿真过程主要求解角膜变形、应力及吸附力,而角膜与巩膜结构上固连,故简化眼球为包含角膜与巩膜等组织^[13]的模型。为对比不同尺寸伤口角膜的仿真结果,建立 4 种长度 ($l = 3.5, 4.0, 4.5, 5.0$ mm)、4 种深度 ($h = 0.2, 0.3, 0.4, 0.5$ mm)、4 种位置 ($\alpha = 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ$) 共 64 种尺寸伤口的角膜吸附仿真模型(见图 3)。

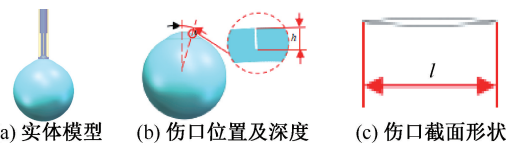


图 3 负压吸附角膜数值仿真模型

Fig. 3 Simulation model of sucking cornea with negative pressure

(a) Solid model, (b) Position and depth of wound, (c) Cross-section shape of wound

2.2.2 模型材料属性设置 计算流体力学仿真中,吸附角膜过程以空气作为动力介质,故流体材料属性设置为空气,且流体模型选取标准 $k-\varepsilon$ 湍流模型。结构静力学仿真中实体模型为角膜夹持器和眼球。角膜夹持器材料选用 316 不锈钢,材料密度 $\rho = 7750$ kg/m³,弹性模量 $E = 193$ GPa,泊松比 $\mu = 0.31$ 。眼球简化后包含角膜与巩膜两种组织。其中,角膜材料选用 Neo-Hookean 超弹性模型描述,其应变能函数如下:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (1)$$

式中: C_{10} 为材料参数, 表示材料刚度; \bar{I}_1 为修正的右 Cauchy-Green 变形张量的第 1 不变量; D_1 为体积模量的倒数; J 为体积比。以基质层作为角膜材料, 材料参数 $C_{10} = 0.5 \text{ MPa}^{[14]}$, 破坏强度为 $5 \text{ MPa}^{[15]}$; 巩膜简化为弹性材料, 弹性模量为 3.08 MPa , 泊松比为 $0.47^{[16]}$ 。

2.2.3 网格划分 由于吸附仿真模型部分结构复杂, 实体模型均采用 10 节点二阶四面体 C3D10 单元进行网格划分。流体模型与固体模型网格单元尺寸参数见表 1。为确保求解的准确性, 对眼球模型上的角膜组织与空气流体发生相互耦合的 $\phi 3.4 \text{ mm}$ 区域进行网格细化处理, 细化系数(refinement)为 3。

表 1 网格单元尺寸参数

Tab. 1 Parameters of mesh element size

参数	流体网格	固体网格
面上最大尺寸/mm	1	0.8
网格增长率	1.1	1.2
总体最小尺寸/mm	0.05	0.04
总体最大尺寸/mm	1	0.8
曲率法向角度/(°)	18	70.395

另外, 采用倾斜度指标评估网格划分质量。当倾斜度小于 0.5 时, 网格划分质量好。根据上述网格单元类型及尺寸参数, 划分后的空气流体模型的网格单元倾斜度约为 0.22, 夹持器与眼球固体模型的网格单元倾斜度约为 0.31, 均小于 0.5, 可以保证仿真的计算精度。

2.2.4 边界条件设置 计算流体力学仿真中, 流体边界包括耦合面、进气口、出气口等。耦合面为空气流体与角膜组织外表面相接触的 $\phi 3.4 \text{ mm}$ 区域。进气口与外界大气连通, 故进气口压力为 0 Pa ; 出气口与负压泵连通, 负压可以由调压阀控制, 为了分析不同负压条件的角膜变形及应力, 出气口负压分别取 -20 、 -30 、 -40 、 -50 、 -60 、 -70 kPa 。

结构静力学仿真中, 固体约束边界为角膜夹持器出气口端面 and 眼球巩膜外表面, 载荷边界为眼球内表面及角膜与空气流体之间的耦合面。角膜夹持器出气口端面和巩膜外表面采用固定约束, 眼球内表面压力(眼内压)为 $17.5 \text{ mmHg}^{[14]}$ ($1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$), 角膜耦合面的载荷由计算流体力学仿

真求解的压力结果传递输入。

2.3 吸附角膜仿真结果

图 4 所示为伤口长度 3.5 mm 、深度 0.2 mm 、位置 0° 时 -70 kPa 负压对应的角膜变形云图。结果显示, 角膜在耦合面处受负压作用后产生变形, 被拉伸提升了一定的高度。角膜在耦合面处受负压作用后, 耦合面区域中心角膜变形最大(即主视图对称面内角膜伤口的提升高度最大), 且呈辐射状由中心向外递减分布。由于其他尺寸伤口的吸附仿真模型在不同负压条件下的角膜变形分布与图 4 相同, 故不再依次列举分析。

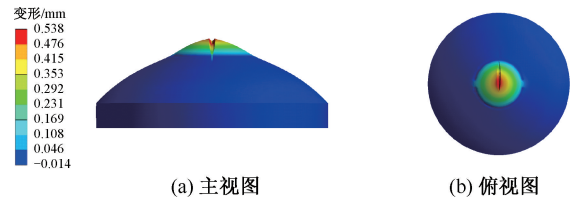


图 4 负压作用后角膜变形

Fig. 4 Corneal deformation under negative pressure

(a) Main view, (b) Top view

为研究不同尺寸参数伤口及负压与角膜最大变形的关系, 对所有尺寸参数伤口的角膜吸附仿真模型在 6 种负压条件下的最大变形数据进行总结分析。图 5 为深度 0.2 、 0.3 、 0.4 、 0.5 mm 分别对应的 4 种长度、4 种位置伤口仿真模型在 6 种负压条件下的角膜最大变形结果。结果显示, 相同伤口深度和负压条件下, 不同长度及位置伤口对应的各组仿真模型角膜最大变形均保持在 1 个稳定值。且经计算, 各组模型角膜最大变形最大值与最小值的最小偏差和最大偏差分别为 5 、 $33 \mu\text{m}$, 表明伤口长度和位置改变引起的角膜最大提升高度变化不显著。

对图 5 结果进一步分析发现, 相同长度和位置伤口仿真模型在相同负压时角膜最大变形随深度增加而明显增大, 且相同长度、深度和位置伤口模型角膜最大变形随负压减小而增大。因此, 对 4 种伤口深度模型角膜最大变形随负压变化的数据进行线性拟合, 得到深度 0.2 、 0.3 、 0.4 、 0.5 mm 分别对应的数学模型:

$$y = 0.006 5x + 0.084 1 \quad (2)$$

$$y = 0.006 8x + 0.103 0 \quad (3)$$

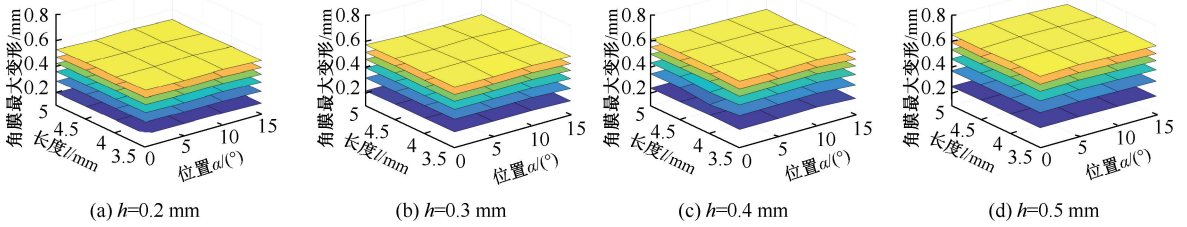


图5 负压吸附角膜最大变形

Fig. 5 Corneal maximum deformation under negative pressure suction (a) $h=0.2$ mm, (b) $h=0.3$ mm, (c) $h=0.4$ mm, (d) $h=0.5$ mm

$$y = 0.0073x + 0.1182 \quad (4)$$

$$y = 0.0079x + 0.1240 \quad (5)$$

拟合优度 $R^2 \geq 0.98$, 说明拟合程度较好。

为了评估角膜夹持器吸附角膜过程的安全性, 在吸附角膜数值仿真中, 对各尺寸参数伤口的仿真模型在不同气压条件下角膜的最大应力进行求解。各负压条件下不同尺寸伤口模型角膜最大应力的结果表明, 角膜最大应力均小于 1 MPa (见表 2)。此外, 对仿真过程中所提出的角膜夹持器对角膜产生的吸附力进行计算求解。结果显示, -20、-30、-40、-50、-60、-70 kPa 负压下, 吸附力分别为 0.166、0.261、0.349、0.433、0.511、0.603 N。

表2 各负压条件下不同尺寸伤口模型角膜最大应力

Tab. 2 Maximum corneal stress of models with different wound sizes under each negative pressure 单位: MPa

$\alpha/(\circ)$	h/mm			
	0.2	0.3	0.4	0.5
0	0.435	0.495	0.661	0.586
5	0.404	0.650	0.624	0.674
10	0.494	0.449	0.611	0.622
15	0.487	0.726	0.578	0.589

3 讨论与实验

角膜缝合手术中缝合深度准确调控对改善手术操作的稳定性及安全性有重要意义。根据图 5 可知, 不同深度伤口对应仿真模型吸附角膜最大变形可通过改变负压来调控, 表明伤口最大提升高度可由改变负压进行控制, 从而实现对角膜缝合深度的调控, 且式(2)~(5)数学模型为缝合深度精确调控提供依据。根据角膜缝合手术缝合深度要求(2/3 伤口深度)及缝针直径分析, 要实现深度 0.2、0.3、0.4、0.5 mm 伤口的缝合要求, 伤口最大提升高度最小值分别为 0.208、0.275、0.342、0.408 mm。根据式(2)~(5)数学模型计算, -40 kPa 负压下各

模型角膜最大变形分别为 0.344、0.375、0.410、0.440 mm, 均大于对应深度伤口缝合要求下最大提升高度的最小值, 说明所提出的角膜夹持器在 -70~-40 kPa 负压内吸附角膜提升的高度能实现缝合深度要求。另外, 角膜基质破坏强度为 5 MPa, 而表 2 中各工况下所有仿真模型角膜最大应力均小于 1 MPa, 说明负压大于 -70 kPa 时不会损伤角膜组织。

为了评估仿真求解结果及所提出角膜夹持器进行吸附操作时的安全性, 分别在厚度 0.2 mm 的透明 PDMS 薄膜上及离体猪眼球上进行实验研究。对比吸附力实验值及其仿真值发现, 吸附力仿真值均相对实验值偏大, 最大相对误差为 22%, 最小相对误差为 6%, 平均相对误差为 14.5%, 说明仿真值与实验值相对比较吻合, 仿真结果比较合理(见表 3)。

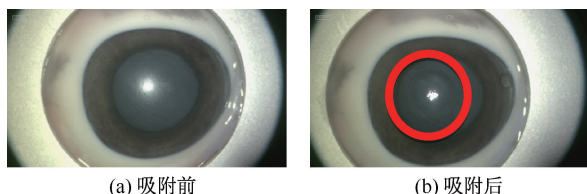
表3 吸附力实验值与仿真值对比

Tab. 3 Comparison of suction force between experiment and simulation

结果	负压/kPa					
	-20	-30	-40	-50	-60	-70
仿真值/N	0.166	0.261	0.349	0.433	0.511	0.603
实验值/N	0.141	0.214	0.286	0.383	0.480	0.569
相对误差/%	17.9	21.9	22.0	12.9	6.5	6.0
平均相对误差/%	14.5					

-70 kPa 负压条件下, 医生利用负压式角膜夹持器进行吸附角膜操作前后, 在显微镜下观察到的角膜表面形貌特征如图 6 所示。结果表明, 利用所设计的角膜夹持器在离体猪眼球上进行吸附角膜操作后, 角膜表面仅出现了 1 道压痕, 未发现有任何破裂损伤的迹象, 表明该角膜夹持器在高于 -70 kPa 负压下的吸附操作不会损伤角膜组织。

综上所述, 仿真结果验证了所提出的角膜夹持器在实现角膜缝合手术深度要求及精确调控缝合深度方面的可行性与安全性, 且实验结果表明了仿真结果的合理性及所提出的角膜夹持器在高于



(a) 吸附前

(b) 吸附后

图6 -70 kPa 负压条件下吸附操作前后角膜表面形貌特征对比

Fig. 6 Comparison of corneal surface topography before and after suction operation under -70 kPa negative pressure

(a) Before suction, (b) After suction

-70 kPa 负压下的操作安全性。但是,后续研究中需进一步通过实验测量相同工况下的角膜最大变形,修正拟合的数学模型;并开展离体角膜缝合实验,以进一步验证所提出角膜夹持器在辅助角膜缝合手术操作中的可行性。

4 结论

本文根据角膜缝合手术要求设计一种负压吸附式角膜夹持器。采用流固耦合分析对角膜夹持器吸附角膜过程进行数值仿真,求解角膜最大变形、应力及吸附力,并通过离体实验测量吸附力及评估所设计的角膜夹持器的操作安全性。结果表明,-70~-40 kPa 负压下所有仿真模型角膜最大变形均大于角膜缝合手术要求的 2/3 伤口深度,最大变形随负压减小而增大,角膜最大应力(<1 MPa)均小于角膜基质破坏强度(5 MPa),吸附力仿真值相对实验值比较吻合,在高于-70 kPa 负压下的吸附操作不会损伤角膜组织。本文所提出的角膜夹持器为改善角膜缝合操作稳定性与安全性以及精确调控缝合深度提供了一种可行方案,具有一定的临床推广意义。

参考文献:

[1] 贺昌岩, 杨洋, 梁庆丰, 等. 机器人在眼科手术中的应用及研究进展[J]. 机器人, 2019, 41(2): 265-275.

[2] KANNO T, ITO N, KAWASHIMA K. A cornea holding device for transplantation surgery using negative pressure [C]//Proceedings of 2017 IEEE Conference on Control Technology and Applications (CCTA). Hawaii: IEEE, 2017: 720-725.

[3] SHIN HG, PARK I, WAN KC. Insertion-depth sensor embedded automatic grasping forceps for precise cornea grasping in keratoplasty [C]//Proceedings of 2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems

(CBS). Shenzhen: IEEE, 2018: 266-269.

[4] PARK I, KIM SJ, LEE D, et al. Design of hand-held suturing device integrated with optical coherence tomography probe for corneal suturing [C]//Proceedings of 2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS). Shenzhen: IEEE, 2018: 270-273.

[5] BOURGES JL, HUBSCHMAN JP, BURT B, et al. Robotic microsurgery: Corneal transplantation [J]. Brit J Ophthalmol, 2009, 93(12): 1672-1675.

[6] CHAMMAS J, SAUER A, PIZZUTO J, et al. Da Vinci Xi robot-assisted penetrating keratoplasty [J]. Transl Vis Sci Techn, 2017, 6(3): 21.

[7] YANG Y, DENG SJ, XIAO JJ, et al. Design and research of a corneal grafting robotic system [C]//Proceedings of 2010 International Conference on Digital Manufacturing and Automation (ICDMA). Changsha: IEEE, 2010: 486-490.

[8] 杨署东, 刘银水, 唐群国, 等. 液压传动与气压传动[M]. 4版. 武汉: 华中科技大学出版社, 2019: 269-270.

[9] CHO JH, SHIN HG, YOON Y, et al. Ophthalmic microsurgical motion and suture shape evaluation using Optical Coherence Tomography [C]//Proceedings of 2016 13th International Conference on Ubiquitous Robots & Ambient Intelligence. Xi'an: IEEE, 2016: 124-127.

[10] 王璐, 杨洋, 孙繁新, 等. 基于形状记忆合金的角膜缝合钉的设计[J]. 机械工程学报, 2010, 46(23): 161-165.

[11] 冯凌波, 孙翠茹, 戴向晨, 等. 多层裸支架植入主动脉夹层的流固耦合数值模拟[J]. 医用生物力学, 2021, 36(5): 738-746.

FENG LB, SUN CR, DAI XC, et al. Fluid-structure interaction simulation of multiple overlapping uncovered stent intervention in aortic dissection [J]. J Med Biomech, 2021, 36(5): 738-746.

[12] 党航宇, 胥义. 基于 CT 图像三维重建支气管内气体流动特性[J]. 医用生物力学, 2019, 34(5): 453-459.

DANG HY, XU Y. The airflow characteristics in a 3D airway model based on CT images [J]. J Med Biomech, 2019, 34(5): 453-459.

[13] STIEZEL JD, DUMA SM, CORMIER JM, et al. A nonlinear finite element model of the eye with experimental validation for the prediction of globe rupture [J]. Stapp Car Crash J, 2002, 46: 81-102.

[14] HAN SF, YANG Y. Influence of needling conditions on the corneal insertion force [J]. Comput Method Biomech, 2019, 22(16): 1239-1246.

[15] BOSCHETTI F, TRIACCA V, SPINELLI L, et al. Mechanical characterization of porcine corneas [J]. J Biomech Eng, 2012, 134(3): 031003.

[16] SU P, YANG Y, HUANG L. Biomechanical simulation of needle insertion into cornea based on distortion energy failure criterion [J]. Acta Bioeng Biomech, 2016, 18(1): 65-75.