

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2020.01.022

生物力学与材料

# 腹腔镜抓钳的力学性能

韩梁<sup>1</sup>, 韩宝三<sup>2</sup>, 宋成利<sup>1</sup>, 闫士举<sup>1</sup>, 张涛<sup>3,4</sup>, 王成勇<sup>3</sup>

1. 上海理工大学医疗器械与食品学院, 现代微创医疗器械及技术教育部工程研究中心, 上海 200093; 2. 上海交通大学医学院附属新华医院, 上海 200092; 3. 广东工业大学机电工程学院, 广东 广州 510000; 4. 东莞宜安新材料研究院有限公司, 广东 东莞 523662

**【摘要】目的:**利用有限元的方法分析各种腹腔镜抓钳的形貌,为腹腔镜抓钳的设计提供依据。**方法:**分析抓取肝脏组织时,抓钳倒圆半径、齿数、钳头面积、雕镂面积对组织-器械接触面最大等效应力的影响,并通过正交试验分析以上因素的主次要地位。**结果:**随着组织-器械接触面有效接触面积的增加,产生的最大等效应力及其变化率逐渐变小。4种因素的主次要地位依次为:钳头面积>齿数>倒圆半径>雕镂面积。**结论:**应根据需要选择最优的抓钳,防止产生过大的等效应力,损伤组织,并且应以钳头面积为主,另外3种因素为辅进行腹腔镜抓钳设计。

**【关键词】**腹腔镜抓钳; 肝脏组织; 有限元分析

**【中图分类号】**R318.01;O39      **【文献标志码】**A      **【文章编号】**1005-202X(2020)01-0122-05

## Mechanical properties of laparoscopic grasper

HAN Liang<sup>1</sup>, HAN Baosan<sup>2</sup>, SONG Chengli<sup>1</sup>, YAN Shiju<sup>1</sup>, ZHANG Tao<sup>3,4</sup>, WANG Chengyong<sup>3</sup>

1. Engineering Research Center for Modern Minimally Invasive Device and Technology (Ministry of Education), School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200092, China; 3. School of Electromechanical Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510000, China; 4. Institute of Eontech New Materials Co., Ltd., Dongguan 523662, China

**Abstract: Objective** To analyze the surface features of various laparoscopic graspers by finite element method and provide a basis for the design of laparoscopic graspers. **Methods** The effects of rounding radius, tooth number, jaw areas and fenestration areas on the maximum equivalent stress of the tissue-device contact surface while grasping the liver tissues were analyzed and the effects of the above factors were ordered by orthogonal test. **Results** As the effective contact area of the tissue-device contact surface increased, the maximum equivalent stress and its change rate became smaller. The effects of jaw area on the maximum equivalent stress of the tissue-device contact surface was the largest, followed by tooth number, rounding radius and fenestration area. **Conclusion** The optimal grasper should be selected according to the needs so as to prevent excessive equivalent stress and tissue damages. During the design of laparoscopic grasper, the jaw area should be the main consideration, and the others are supplementary consideration factors.

**Keywords:** laparoscopic grasper; liver tissue; finite element analysis

## 前言

腹腔镜手术因其创伤小、术后恢复快、术后感染率小等正渐取代传统外科手术<sup>[1,2]</sup>。但在腹腔镜手术中,手术医生缺少3D视野和力学反馈,增加了术中的

风险<sup>[3]</sup>。理想的腹腔镜抓钳可以在不损伤组织的情况下顺利抓取组织。但由于腹腔镜器械的尺寸非常小,所以其很容易产生较大的应力,损伤组织<sup>[4-5]</sup>。

腹腔镜器械的抓取性能受抓钳形貌和闭合方式的影响。Marucci等<sup>[6]</sup>研究表明与尖齿相比,带有倒圆的齿形会显著减小抓钳对组织的损伤,但是其也会增大滑脱的可能性。Heijnsdijk等<sup>[7]</sup>研究表明较大的接触面积可以提高抓取的安全性,因为这样的形貌可以降低抓钳对组织产生的压力。雕镂也被广泛应用于腹腔镜抓钳中,因为它可以有效地减小组织的滑脱,但是雕镂会增加组织-器械接触面的应力,增

**【收稿日期】**2019-10-11  
**【基金项目】**国家自然科学基金(51735003)  
**【作者简介】**韩梁,研究生,研究方向:微创医疗器械,E-mail: 969497261@qq.com  
**【通信作者】**宋成利,博士,教授,研究方向:微创医疗器械,E-mail: csong@usst.edu.cn

加抓钳损伤组织的可能性<sup>[8]</sup>。抓钳的闭合方式也会对其性能产生重要的影响,因为抓钳的闭合方式会影响组织-器械接触面力的分布。对于普通的V字形抓钳,靠近转轴处的应力最大<sup>[4]</sup>。对于平行抓钳,其在组织-器械接触面的压力分布平均,所以平行抓钳对组织的损伤较小<sup>[9]</sup>,尽管如此,由于其设计的难度,平行抓钳很少应用于腹腔镜手术。

以往的实验都是通过体外实验研究抓钳的性能,这无疑增加了实验成本,不利于实际的工业制造。本研究通过有限元法分析抓取肝脏组织时,抓钳倒圆半径、齿数、钳头面积、雕镂面积对组织-器械接触面最大等效应力的影响,探寻相关规律,为抓钳的优化设计提供参考。

## 1 材料与方法

### 1.1 抓钳与组织的材料属性

软组织具有不均匀性以及各向异性,不利于有限元分析。Misra等<sup>[10]</sup>研究表明腹部器官可近似地认为具有均匀性和各项同性,比如肝脏和脾脏。并且由于腹部器官具有很高的含水量,可以把他们考虑为不可压缩<sup>[11]</sup>。所以本研究选取肝脏作为研究对象。

非晶合金不同于一般的晶体态合金,其具有长程无序而短程有序的结构,正因为如此,非晶合金通常有更优异的力学性能和化学性能,如高强度、高断裂韧性以及良好的耐腐蚀性<sup>[12-13]</sup>。近年来,非晶合金在生物医学领域的潜能也逐渐被发掘<sup>[14]</sup>,所以本研究所采用的抓钳材料为非晶合金的一种-Zr基非晶合金,其杨氏模量 $E=75\text{ GPa}$ ,泊松比 $\nu=0.35$ 。根据文献<sup>[15-16]</sup>,本实验采用5个常量参数超弹性模型Mooney-Rivlin模拟组织的非线性特征,其表达式为:

$$W=C_1(I_1-3)+C_2(I_2-3)+C_3(I_1-3)^2+C_4(I_1-3)(I_2-3)+$$

$$C_5(I_2-3)^2+(J^e-1)^2/D_1 \quad (1)$$

其中, $W$ 为应变能函数; $C_1$ 、 $C_2$ 、 $C_3$ 、 $C_4$ 、 $C_5$ 为材料常数; $J^e$ 为弹性体积比; $I_1$ 、 $I_2$ 为第一和第二偏应力不变量,可以表示为:

$$I_1=\bar{\lambda}_1^2+\bar{\lambda}_2^2+\bar{\lambda}_3^2 \quad (2)$$

$$I_2=\bar{\lambda}_1^{-2}+\bar{\lambda}_2^{-2}+\bar{\lambda}_3^{-2} \quad (3)$$

其中, $\bar{\lambda}_i$ 为偏延伸率,其与主延伸率 $\lambda_i$ 的关系为:

$$\bar{\lambda}_i=J^{-\frac{1}{3}}\lambda_i \quad (4)$$

其中,总体积比 $J=J^e$ 。因为肝脏为不可压缩材料,所以 $J^e=1$ 。表达式可整理为:

$$W=C_1(I_1-3)+C_2(I_2-3)+C_3(I_1-3)^2+C_4(I_1-3)(I_2-3)+C_5(I_2-3)^2 \quad (5)$$

查阅相关数据,得出材料常数 $C_1=0.28\text{ MPa}$ , $C_2=0.29\text{ MPa}$ , $C_3=-0.30\text{ MPa}$ , $C_4=2.13\text{ MPa}$ , $C_5=-2.31\text{ MPa}$ <sup>[17]</sup>。

### 1.2 抓钳形貌

系列1:本组共研究4种抓钳,包括尖齿和倒圆齿。其中尖齿的侧视图为等腰三角形,边长为1 mm,数量为10;倒圆齿是在尖齿的基础上倒出半径 $R=0.1$ 、 $0.2$ 、 $0.3\text{ mm}$ 的倒圆(图1a)。两种抓钳的尺寸均为 $10\text{ mm}\times 5\text{ mm}\times 3\text{ mm}$ 。

系列2:本组研究5种齿数不同的抓钳,齿数为 $n_1=8$ 、 $12$ 、 $16$ 、 $20$ 、 $24$ 个(图1b)。4个抓钳的尺寸均为 $10\text{ mm}\times 5\text{ mm}\times 3\text{ mm}$ 。

系列3:本组共研究5种不同钳头面积的光滑面抓钳,其面积为 $5\text{ mm}\times n_2\text{ mm}$ ,其中 $n_2=8$ 、 $12$ 、 $16$ 、 $20$ 、 $24$ (图1c),高度均为3 mm。

系列4:本组共研究5种雕镂面积不同的抓钳,其雕镂面积为 $3\text{ mm}\times n_3\text{ mm}$ ,其中 $n_3=4$ 、 $6$ 、 $8$ 、 $10$ 、 $12$ (图1d),另取一个无雕镂的光滑面作为对照。5个抓钳的尺寸均为 $10\text{ mm}\times 5\text{ mm}\times 3\text{ mm}$ 。

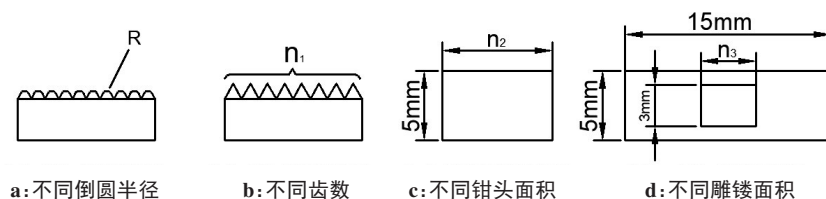


图1 钳头结构示意图

Fig.1 Structure diagram of graspers

### 1.3 分析方法

采用Solidworks 2016对各系列的抓钳进行建模,并采用Ansys Workbench 15.0进行有限元分析,如图2所示。将肝脏简化为长方体,采用六面体网格划分。

查阅相关资料得知:在腹腔镜手术中,手术医师对组织施加的夹持力为 $5.75\sim 11.29\text{ N}$ <sup>[18]</sup>,拉力为 $2.5\sim 5.0\text{ N}$ <sup>[7]</sup>。本次实验模拟实际手术中医生的拉取状态,对抓钳施加竖直向下的压力 $F_{压}=10\text{ N}$ ,对抓钳施加水平向左的拉

力 $F_{拉}=2.5\text{ N}$ ;然后以系列为单位,通过有限元分析,得到不同系列下最大等效应力随形貌变化的变化率,因

最大等效应力与抓钳抓持性成正相关,从而可以得出各形貌变化对抓钳抓持性能的影响。

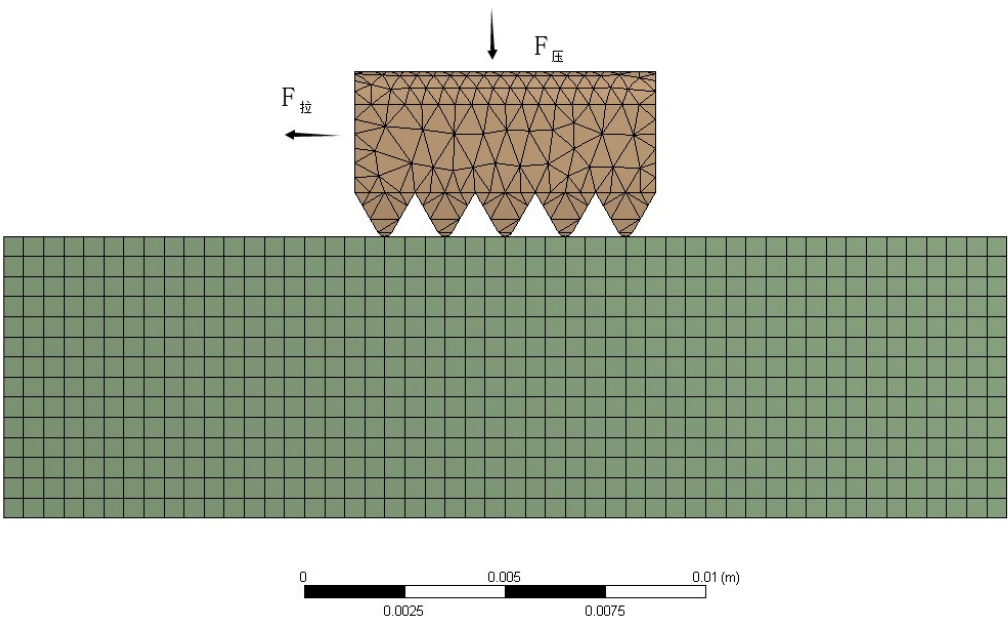


图2 抓钳受力示意图

Fig.2 Force diagram of grasper

另外,为探究4种不同形貌对抓钳抓持性能产生影响的主次地位,减小设计成本,本研究增加了正交试验。正交试验是使用正交表来安排多因素多水平的试验,并采用统计学的方法分析实验结果的一种实验设计方法,它可以较准确地反映出所研究因素的主次地位<sup>[19-20]</sup>。以最大等效应力为指标,对倒圆半径、齿数、钳头面积以及雕镂面积4个因素进行考察。按照 $L_{16}(4^4)$ 正交表分别进行有限元分析,试验设计及结果见表1,随后进行均值与极差分析。

2 结果与讨论

2.1 各系列形貌下的有限元分析

由图3a可以看出,相对于倒圆角,尖齿产生的最大等效应力最大,也就是说尖齿在抓取组织时,可以在组织-器械接触面提供更大的应力,保证组织不会滑脱,但如果其产生的应力过大就会伤害组织。从图3b可知,随着齿数的增加,最大等效应力在逐渐减小。综合图3a和图3b可知,当使用尖齿时应尽量增加尖齿的数量,以防产生较大的应力损伤组织,与之相反,当使用倒圆角齿形或弧形齿时,应减少齿数,这样才能提供有效的抓持力。

钳头面积与雕镂面积同样对最大等效应力产生影响。由图3c可以看出,钳头面积的增加会降低组织-器械接触面的最大等效应力,减小组织损伤的可能性,但这同样会减小夹持时产生的应力,致使组织

表1 正交试验设计与结果

Tab.1 Design and results of orthogonal test

试验数	齿数	倒圆半径 /mm	钳头面积 /mm <sup>2</sup>	雕镂面积 /mm <sup>2</sup>	最大等效应力 /e5Pa
1	8	0.0	5×12	3×4	2.02
2	8	0.1	5×16	3×6	1.49
3	8	0.2	5×20	3×8	1.46
4	8	0.3	5×24	3×10	1.23
5	12	0.0	5×16	3×8	1.51
6	12	0.1	5×12	3×10	1.90
7	12	0.2	5×20	3×4	1.15
8	12	0.3	5×24	3×6	0.92
9	16	0.0	5×20	3×10	1.17
10	16	0.1	5×24	3×8	1.11
11	16	0.2	5×12	3×6	1.48
12	16	0.3	5×16	3×4	1.22
13	20	0.0	5×24	3×6	0.89
14	20	0.1	5×20	3×4	1.01
15	20	0.2	5×16	3×10	1.19
16	20	0.3	5×12	3×8	1.42
$K_1$	6.20	5.59	6.82	5.40	-
$K_2$	5.48	5.51	5.41	4.78	-
$K_3$	4.98	5.28	4.79	5.50	-
$K_4$	4.51	4.79	4.15	5.49	-
$R$	1.69	0.80	2.67	0.72	-

滑脱。由图 3d 可以看出,当雕镂面积增加时,最大等效应力有上升的趋势,所以当抓持力不足时,可以对抓钳增加雕镂。

由以上分析可以看出,虽然各形貌不同,但其中的

变化规律却非常的相似,无论是倒圆半径的增加、齿数的增加、钳头面积的增加还是雕镂面积的减少,都只是有效接触面积的增加,所以从根本上来讲,组织-器械接触面的有效接触面影响着抓钳的抓持性能。

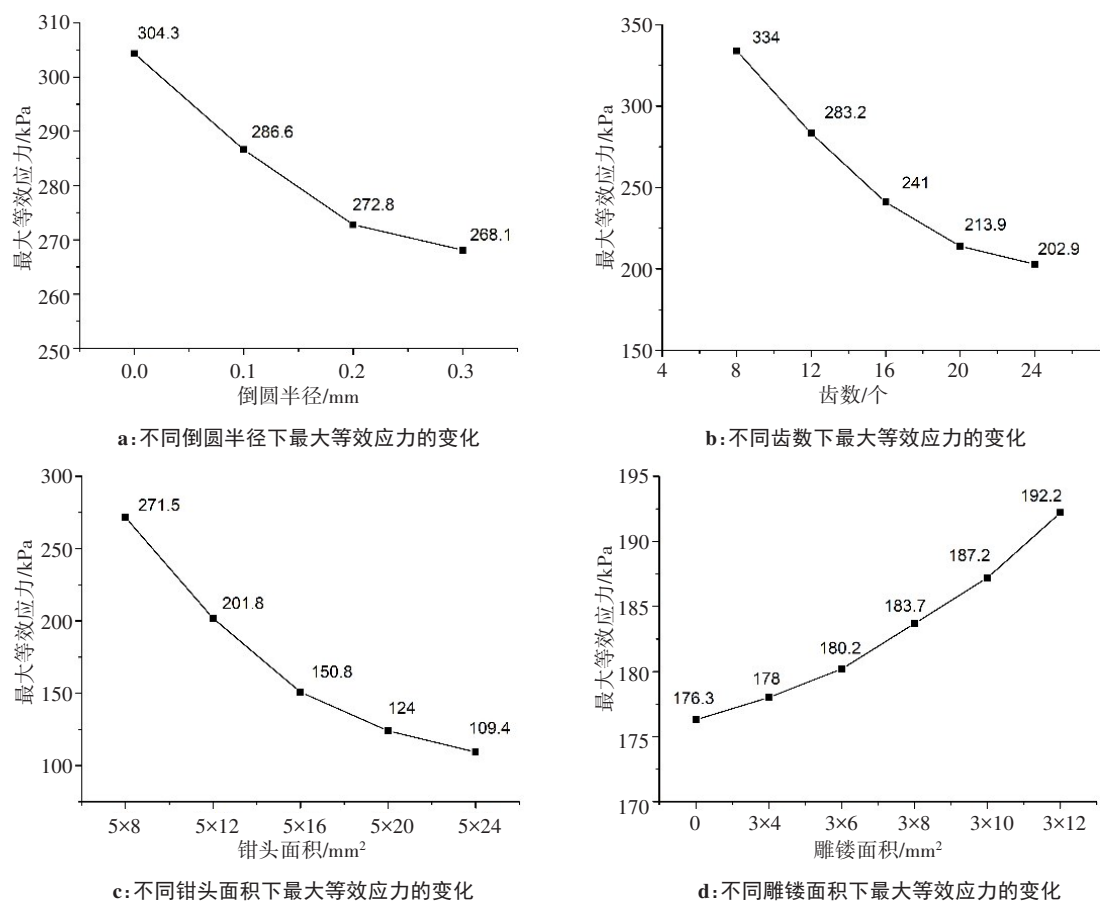


图3 不同形貌下最大等效应力有限元模拟结果  
Fig.3 Finite element simulation under different patterns

2.2 正交试验下的有限元分析

表1中, $K_1$ 、 $K_2$ 、 $K_3$ 、 $K_4$ 分别表示各因素各水平下最大等效应力的总和。同一因素各水平下最大等效应力的极差R(极差=最大等效应力的最大值-最大等效应力的最小值)用于反映各因素的变动对试验结果影响的大小<sup>[21]</sup>,也就是各形貌的变化对抓持性能影响的大小。极差大就代表该形貌的变动会对抓钳抓持性能产生较大的影响,极差小就代表该形貌的变动对抓钳抓持性能的影响较小。通过比较表1中极差R的大小可知,各形貌对抓持性能影响力的大小为:钳头面积>齿数>倒圆半径>雕镂面积。所以当设计抓钳时,主要考虑的因素应为钳头的面积,其次根据生产需要,选取适当的因素,由此可以节省大量成本与时间。

3 结论

通过各系列下的有限元分析可以看出,随着组

织-器械接触面的有效接触面积的增加,其产生的最大等效应力逐渐减小,抓钳对组织的损伤逐渐减小,抓钳的安全性逐渐增加,但这会增加组织滑脱的可能性。当组织-器械接触面的有效接触面积达到一定水平后,形貌的变化对抓钳的抓持性能影响开始逐渐变小,但这时我们并不知道设计时应该以哪种形貌为主。正交试验表明钳头面积的改变对抓钳抓持性能的影响最大,所以在设计新型抓钳时,我们可以以改变钳头面积为主,改变其他形貌为辅,从而节约大量成本。

【参考文献】

[1] NAJARIAN S, AFSHARI E. Evolutions and future directions of surgical robotics: a review[J]. Int J Clin Med, 2012, 3(2): 75-82.  
[2] NELSON B J, KUME K, BINGENER J, 等. 微创技术国外新进展[J]. 中华灾害救援医学, 2015, 3(8): 476-477.  
NELSON B J, KUME K, BINGENER J, et al. Latest progress of



- minimally invasive technology in abroad [J]. Chinese Journal of Disaster Medicine, 2015, 3(8): 476-477.
- [3] DE MARIA G, FALCO P, NATALE C, et al. Integrated force/tactile sensing: the enabling technology for slipping detection and avoidance [C]//2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 2015: 3883-3889.
- [4] BIANCHI G, PUCCI A, MATTEUCCI M, et al. Mechanical properties and biological interaction of aortic clamps: are these all minimally invasive? [J]. Innovations, 2013, 8(1): 42-49.
- [5] CARTMILL J A, SHAKESHAFT A J, WALSH W R, et al. High pressures are generated at the tip of laparoscopic graspers [J]. Anz J Surg, 2015, 69(2): 127-130.
- [6] MARUCCI D D, CARTMILL J A, WALSH W R, et al. Patterns of failure at the instrument-tissue interface [J]. J Surg Res, 2000, 93(1): 16-20.
- [7] HEIJNSDIJK E A, DE VISSER H, DANKELMAN J, et al. Slip and damage properties of jaws of laparoscopic graspers [J]. Surg Endosc, 2004, 18(6): 974-979.
- [8] BROWN A W, BROWN S I, MCLEAN D, et al. Impact of fenestrations and surface profiling on the holding of tissue by parallel occlusion laparoscopic graspers [J]. Surg Endosc, 2014, 28(4): 1277-1283.
- [9] FARKOUSH S H, ABOLFATHI N, MEHMANESH H, et al. Design, fabrication, and test of a novel clasper for aortic cross-clamping in minimally invasive cardiac surgery [J]. J Mech Med Biol, 2016, 16(5): 1650066.
- [10] MISRA S, RAMESH K T, OKAMURA A M. Modeling of tool-tissue interactions for computer-based surgical simulation: a literature review [J]. Presence, 2014, 17(5): 463-491.
- [11] GAO Z, LISTER K, DESAI J P. Constitutive modeling of liver tissue: experiment and theory [J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(2): 505-516.
- [12] MEAGHER P, O'CEARBHAILL E D, BYRNE J H, et al. Bulk metallic glasses for implantable medical devices and surgical tools [J]. Adv Mater, 2016, 28(27): 5755-5762.
- [13] TSEPELEV V, STARODUBTSEV Y, WU K M, et al. Magnetic and mechanical properties of the amorphous alloys [J]. Defect Diffus Forum, 2018, 382: 58-62.
- [14] 郑玉峰, 李华芳, 王彦波, 等. 大块非晶合金作为生物医用材料的探索性研究进展 [J]. 材料导报, 2010, 24(5): 1-6.
- ZHENG Y F, LI H F, WANG Y B, et al. Research progress on the preliminary study of bulk metallic glasses as biomaterials [J]. Materials Review, 2010, 24(5): 1-6.
- [15] WEX C, ARNDT S, STOLL A, et al. Isotropic incompressible hyperelastic models for modelling the mechanical behaviour of biological tissues: a review [J]. Biomed Tech, 2015, 60(6): 577-592.
- [16] 李明阳, 葛书晨, 艾辽元, 等. 新型内镜连续缝合器械的结构改进及分析 [J]. 医用生物力学, 2017, 32(2): 137-142.
- LI M Y, GE S C, AI L Y, et al. Structural improvement and analysis of a novel endoscopic succession closing device [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2017, 32(2): 137-142.
- [17] UMALE S, DECK C, BOURDET N, et al. Experimental mechanical characterization of abdominal organs: liver, kidney & spleen [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2013, 17: 22-33.
- [18] DE S, ROSEN J, DAGAN A, et al. Tissue damage due to mechanical stresses as applied during minimally invasive surgery [J]. Int J Robot Res, 2007, 26: 1159-1171.
- [19] 彭海滨. 正交试验设计与数据分析方法 [J]. 计量与测试技术, 2009, 36(12): 39-40.
- PENG H B. Orthogonal trial design and data analysis methods [J]. Metrology & Measurement Technique, 2009, 36(12): 39-40.
- [20] 付东山, 姚勇, 梅军, 等. 基于正交分析法的透水混凝土性能试验研究 [J]. 混凝土, 2017, 12: 181-184.
- FU D S, YAO Y, MEI J, et al. Experimental study on performance of pervious concrete based on orthogonal analysis [J]. Concrete, 2017, 2017, 12: 181-184.
- [21] 魏效玲, 薛冰军, 赵强. 基于正交试验设计的多指标优化方法研究 [J]. 河北工程大学学报(自然科学版), 2010, 27(3): 95-99.
- WEI X L, XUE B J, ZHAO Q. Optimization design of the stability for the plunger assembly of oil pumps based on multi-target orthogonal test design [J]. Journal of Hebei University of Engineering (Natural Science Edition), 2010, 27(3): 95-99.

(编辑:谭斯允)