

文章编号:1004-7220(2017)04-0313-06

生物软组织超弹性及夹持过程仿真分析

董红建, 张勤河, 刘明, 谭磊, 张洪才

(山东大学机械工程学院, 高效洁净机械制造教育部重点实验室, 济南 250061)

摘要: **目的** 确定生物软组织的超弹性本构方程, 并在此基础上研究生物组织夹持过程的力学响应规律。 **方法** 以新鲜的猪肝组织为研究对象进行破坏性单轴拉伸实验, 并在 ABAQUS 中对单轴拉伸实验过程进行仿真, 通过对比仿真结果与试验数据确定猪肝的超弹性本构方程。以此为基础分别选用尖齿形及波浪齿形夹头对组织的夹持过程进行有限元仿真。 **结果** 采用 4 阶 Ogden 模型开展拉伸实验的仿真结果与试验数据吻合度较高。组织夹持仿真结果表明, 采用尖齿形夹头更容易产生应力集中。 **结论** 可以采用 4 阶 Ogden 模型描述猪肝的超弹性, 并确定相关参数。采用尖齿形夹头更容易造成组织夹持损伤, 且组织应力与夹持进给量基本成线性关系。研究结果为手术钳头的设计提供参考。

关键词: 超弹性; Ogden 本构方程; 组织夹持; 仿真; 软组织

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.04.003

Hyperelasticity of biological soft tissues and simulation analysis on the clamping process

DONG Hong-jian, ZHANG Qin-he, LIU Ming, TAN Lei, ZHANG Hong-cai (Key Laboratory of High Efficiency and Clean Mechanical Manufacture (Ministry of Education), School of Mechanical Engineering, Shandong University, Jinan 250061, China)

Abstract: **Objective** To determine the hyperelastic constitutive equation of biological soft tissues and study the mechanical responses during the clamping process of biological tissues. **Methods** The destructive uniaxial tensile test was performed on fresh porcine liver and the uniaxial tension experiment was simulated in ABAQUS. The hyperelastic constitutive equation of porcine liver was determined by comparing the simulation results with the experimental data. Based on this equation, the sharp teeth-shaped and wave-shaped chucks were used to simulate the clamping process. **Results** The simulation results of the tensile experiment with the 4th-order Ogden model were in good agreement with the experimental data. The results of tissue clamping simulation showed that stress concentration was more likely to occur when the sharp teeth-shaped chuck was adopted. **Conclusions** The 4th-order Ogden model can be used to describe the hyperelasticity of porcine liver and determine the relevant parameters. Using the sharp-shaped chuck is more likely to cause tissue clamping damage, and there is a linear relationship between tissue stress and clamping feed distance. These research findings provide references for the design of surgical clamp.

Key words: Hyperelasticity; Ogden constitutive equation; Tissue clamping; Simulation; Soft tissues

恶性肿瘤的最终诊断方法是病理细胞学诊断, 临床上提取组织标本有穿刺活检和外科两种手术方

法。穿刺活检利用取样针作为切削刀具切削下少量组织样本, 相比外科手术, 创伤小、愈合快、花费低,

收稿日期: 2016-12-17; 修回日期: 2017-01-17

基金项目: 国家自然科学基金项目(51475274), 教育部高等学校博士学科点专项科研基金(博导类)项目(20130131110070)。

通信作者: 张勤河, 教授, E-mail: zhangqh@sdu.edu.cn; 张洪才, 副教授, E-mail: hongcaizh@sdu.edu.cn。

因而得到了广泛的应用。然而穿刺取样过程中软组织受到取样针的穿刺力会产生变形、移动或转动,导致病灶区域位移,偏离了穿刺路径^[1]。为了提高取样精度、优化穿刺轨迹,一方面应该分析针穿刺组织过程中的挠曲量和穿刺针的受力情况^[2-3],另一方面应该着力于更好地预测和减小取样过程中软组织变形对取样精度的影响,故研究组织的力学性能并对组织进行有效的夹持固定对临床手术及体外实验意义重大。生物力学创始人冯元桢教授^[4]已经对肌肉、器官、血管、骨骼等组织的力学特性进行了分析讨论,并用精确的力学语言描述生理学中的力学问题,为后续研究提供了可靠的理论依据。软组织同时表现出黏弹性和超弹性属性,只有将黏弹性和超弹性结合起来才能更好地反映出材料的真实性质。国外 DiMaio 等^[5]率先开展了软组织压痕、刺入试验等多种性能测试试验,着重研究软组织的超弹性。国内张振秀等^[6]、王伟晓等^[7]将超弹性理论用于橡胶工程的有限元分析,该工作对研究生物软组织的超弹性性能有启发作用。魏志刚等^[8]对人体牙周膜进行单轴拉伸及简单的剪切实验,并对几种常见的应变能函数进行参数拟合,发现 Ogden 模型能够更好地拟合实验数据。高立营等^[9]系统地阐述了生物软组织弹性、超弹性、黏弹性等力学特性。赵玮等^[10]总结了近年来生物脑组织本构模型及生物力学的研究进展,对生物力学特别是软组织力学性能的研究具有较大的参考价值。而针对软组织夹持方面的研究,国内外学者也展开了非常多的工作。欧阳云飞等^[11-12]设计了一种新型生物软组织冷冻夹具系统,该夹具系统能够在空气和水浴两种条件下工作,弥补了现有冷冻夹具无法在水浴环境下工作的不足。李伟正等^[13-14]以微创手术钳为研究对象,采用自行改装的夹持力和拉力可调的试验机,对设计的可拆装钳头进行体内以及体外生物力学试验;建立了体外评价方法,确定了安全性能评价指标及其测定方法,这些指标包括滑脱指数、无组织滑脱的最小夹持力、无组织损伤的最大夹持力以及安全域和安全系数。

目前有关软组织夹持的仿真研究鲜有报道,本文以超弹性理论为基础,通过猪肝组织单轴拉伸实验确定其超弹性本构方程,并设计不同形状的夹头利用商用有限元软件 ABAQUS 对软组织的夹

持过程进行有限元仿真,重点研究夹头截面形状及夹持进给量对组织应力状态的影响。

1 超弹性理论基础

超弹性描述了弹性体在大变形($>1\% \sim 2\%$)下的行为,是软组织建模时经常用到的属性。超弹性材料的特征表现为具有很大的应变能密度函数 $W(F)$ 。变形产生的应力为:

$$P = \frac{\partial W(F)}{\partial F} \quad (1)$$

式中: P 为 1 阶基尔霍夫 (Kirchhoff) 应力张量; F 为应变梯度张量。

柯西应力张量和基尔霍夫应力张量满足:

$$PF^T = J\sigma \quad (2)$$

式中: J 为 F 行列式, $J = \det(F)$; σ 为柯西应力张量。

对于超弹性体,确定应变能函数就能确定其应力-应变关系。现今研究中有许多种应变能密度函数,简要介绍减缩多项式模型及 Ogden 模型。

减缩积分多项式模型形式为:

$$W = \sum_{i=1}^N C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (3)$$

式中: J^{el} 是由热膨胀时定义的弹性体积比; \bar{I}_1 和 \bar{I}_2 是左 Cauchy-Green 偏张量 (\bar{B}) 的第 1、第 2 不变量,定义如下:

$$\left. \begin{aligned} \bar{I}_1 &= \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2 \\ \bar{I}_2 &= \bar{\lambda}_1^{(-2)} + \bar{\lambda}_2^{(-2)} + \bar{\lambda}_3^{(-2)} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

式中: $\bar{\lambda}_i$ 为偏伸长量, $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$; λ_i 为主伸长率。

Ogden 模型的形式为:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (5)$$

式中: $\bar{\lambda}_i$ 为偏主伸长率, $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i \rightarrow \bar{\lambda}_1 \bar{\lambda}_2 \bar{\lambda}_3 = 1$ 。

通过对猪肝组织的单轴拉伸实验确定其相关模型参数来描述其超弹性特性。

2 单轴拉伸实验方法及结果

由于猪肝组织与人体肝脏等软组织具有相似的超弹性及黏弹性的力学性能且更易于获得,故采用体

外不超过 4 h 的新鲜猪肝组织作为实验对象。受力学上单轴拉伸实验的启发,将猪肝切片制成如图 1(a)所示哑铃形状的组织试样,试样厚度 $t_0 = 10$ mm,中间部分最窄处宽度 $w_0 = 10$ mm,试样两端矩形部分是为了便于装夹,除去两端夹持部分中间有效试样长度 $l_0 = 20$ mm,同时试样中尽量避免含有大血管等不均匀结构,以免造成测量数据不准确。图 1(b)所示为单轴拉伸实验台,主要由移动平台(型号 M-403.4PG PI,PI 公司,德国)、力传感器(ATI 公司,美国)、组织试样、基座、软组织夹持装置组成。实验时,采用 PI 线性移动平台在垂直方向上提供拉伸动作。运动台的进给量通过计算机上的 PI Mikro Move 软件控制,最大允许位移为 100 mm,速度可控范围为 0 ~ 35 mm/s,定位精度可以达到 $1 \mu\text{m}$ 。实验过程的数据采集采用美国 ATI 公司 NANO17 型 6 自由度力/扭矩测量系统,其最大载荷 35 N,测量精度 10 mN。两个组织夹持器为弹性夹片,能够有效地提供组织夹持固定,一个连接传感器固定于移动平台上,另一个固定于实验台基座。

由于每一次拉伸过程都伴随着组织内部结构的改变,故需要在断裂拉伸实验前对组织进行预加载处理,使其力学特性达到相对稳定状态。具体的处理过程如下:常温下将组织试样用砂纸包裹两端后装夹在试验台上,进行重力平衡后控制移动平台以 2 mm/s 速度上移拉伸试件,拉伸量为 15 mm,并采集拉伸力数据,此时组织即将到达断裂临界值;然后控制平台以 2 mm/s 速度下移至初始位置对组织

卸载,静置 5 min 使之应力逐渐松弛,循环重复 5 次,通过观察组织拉伸过程受力曲线发现相邻曲线之间的差异不断减小直至差异不明显,认为组织力学特性已达到相对稳定状态,可以用于断裂拉伸实验。

猪肝组织的单轴断裂拉伸实验在常温下进行。首先,将预处理过的组织试样装夹在实验台上,拉伸开始前进行重力平衡,消除重力对实验结果的影响,实验开始后,控制移动平台夹头以 2 mm/s 速度上移拉伸试件,直到组织完全断裂。采用多个标准试样进行重复断裂拉伸实验,采集拉伸过程组织受力随拉伸量变化的数据。图 2 所示为 2 mm/s 拉伸速度下记录的 3 组拉断实验的组织受力曲线,分别编号为 #1、#2、#3。

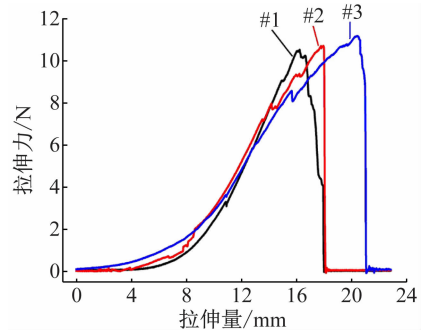


图 2 肝脏组织单轴拉伸实验组织受力曲线

Fig.2 Force curve of porcine liver during the uniaxial extension experiment

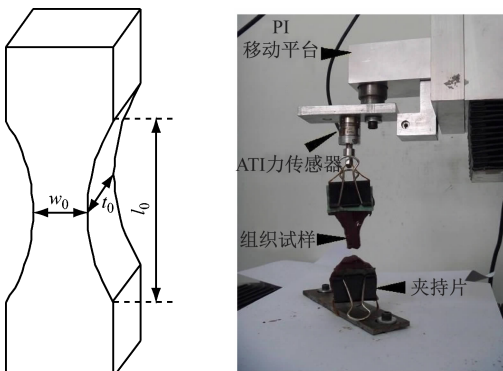
根据 3 组实验数据可以获得组织拉伸破坏时的最大破坏力 (F_{\max})。已知组织断裂处位于试件哑铃中间部位,根据试件制作要求可求得组织断裂处横截面面积 $S = 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 。通过 $\sigma = F_{\max}/S$ 得到组织破坏的应力阈值(见表 1)。

表 1 试件破坏力及应力阈值

Tab.1 Destructive force and threshold of the test-piece

试件编号	F_{\max}/N	σ/kPa	$\sigma_{\text{均值}}/\text{kPa}$
#1	10.49	104.9	—
#2	10.69	106.9	107.7
#3	11.12	111.2	—

由表 1 可以得出,猪肝组织材料的应力破坏



(a) 组织试样示意图

(b) 试验台

图 1 实验设备

Fig.1 Experimental setup (a) Schematic of the tissue specimen,

(b) Photo of the experimental platform

阈值位于 105 ~ 111 kPa, 均值为 (107.7 ± 3.2) kPa。组织在拉伸过程中名义应力由力-时间曲线中变化力 (F) 和组织截面面积 (S), 根据公式

$$\sigma = F/S \quad (6)$$

计算得到实时应力。在轴向拉力作用下, 试样被拉伸部位的长度由 l_0 变为 l_1 , 应变为:

$$\varepsilon = \frac{l_1 - l_0}{l_0} = \frac{vt}{l_0} \quad (7)$$

式中: v 为拉伸平台移动速度, $v = 2$ mm/s; t 为时间。

观察图 2 可知, 第 1 组实验数据应力波动较小, 且大变形超弹性性能较为明显 (增幅抖), 故选定其为进行拟合的实验数据。

3 本构方程仿真验证

在 ABAQUS 软件材料性质模块中, 采用减缩多项式本构方程及 Ogden 本构方程的 1 ~ 4 阶形式拟合应力应变曲线。结果发现, 采用 1、2、3 阶减缩积分多项式模型及 1、2 阶 Ogden 模型拟合结果与实验所得曲线偏差较大, 故采用 4 阶减缩积分多项式模型及 3、4 阶 Ogden 模型在 ABAQUS 中进行单轴拉伸过程仿真, 得出相应的拉伸力-拉伸量曲线 (见图 3)。

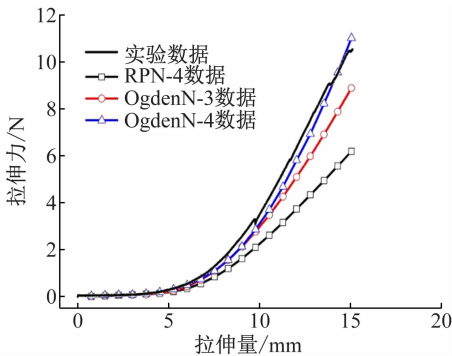


图 3 仿真计算结果与实验结果对比

Fig. 3 Comparison between the simulation results and experimental results

从图 3 中可以看出, 4 阶 Ogden 本构方程计算出的拉力曲线与实验曲线表现出较高的吻合度, 故最终确定猪肝脏组织在大变形单轴拉伸试验中超弹性本构方程为 4 阶 Ogden 本构方程, 获得的相关模型参数如表 2 所示。

表 2 4 阶 Ogden 本构方程拟合得到的模型参数

Tab. 2 Fitted model parameters using 4th-order Ogden equation

模型	μ_i	α_i	D_i
1	-9.8692E-003	9.600 9	0
2	-1.9343E-002	12.491 1	0
3	-1.7877E-002	-19.144 6	0
4	3.8239E-002	-24.998 8	0

4 软组织夹持仿真

借助有限元法通过设计不同截面形状的夹头对夹持过程进行仿真模拟, 研究夹头形状以及夹持过程中进给量对组织应力状态的影响。

4.1 夹头设计

根据临床经验, 目前常用的微创手术钳夹头形状为尖齿形和波浪齿形。因此, 基于这两种形状设计, 采用三维建模软件 Solidworks 建立多种不同形状参数的夹头模型, 并导入 ABAQUS 中进行夹持过程的仿真分析。齿形截面主要采用两种形状, 即等腰三角形和波浪齿形, 截面底长为 2.0 mm, 高分别为 0.4、0.6、0.8 mm (见表 3)。

表 3 夹头截面形状参数

Tab. 3 The designed Chuck section parameters

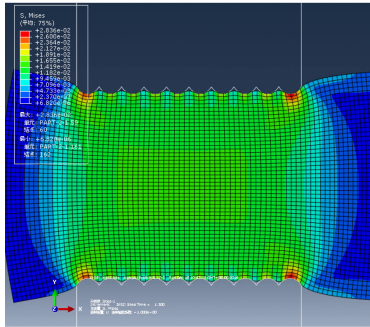
齿形	参数/(mm × mm)	截面形状
尖齿形	2.0 × 0.4	
	2.0 × 0.6	
	2.0 × 0.8	
波浪形	2.0 × 0.4	
	2.0 × 0.6	
	2.0 × 0.8	

4.2 夹头形状对组织应力的影响

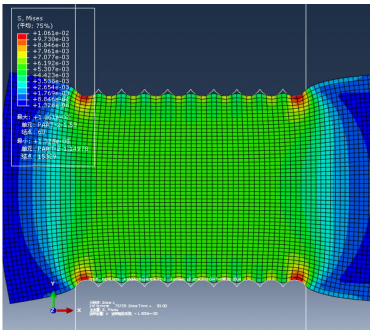
夹持过程采用 ABAQUS 进行模拟, 在建模时组织形状简化为 120 mm × 20 mm 的矩形, 夹头整体尺寸设计为 20 mm × 8 mm, 齿形截面如表 3 所示, 采用双向夹持, 夹头初始位置距离组织模型边缘 5 mm, 齿尖距离组织 0.01 mm。由于夹头材质相对于猪肝组织坚硬的多, 夹持过程中夹头的形状变化可以忽略不计, 故定义为解析刚性。组织材料采用表 2 确定的 4 阶 Ogden 超弹性本构方程参数, 将组织视为不可压缩材料, 忽略组织与夹头之间的摩擦力。采用 4 节点双线性平面应力四边形单元

(CPS4R)对组织进行网格划分,分析步设置为“动力、显示”,时间为30 s。

图4(a)、(b)分别为夹持进给量 2×2 mm(双向夹持)、截面 2.0 mm \times 0.6 mm的波浪齿形夹头在夹持初始时刻和30 s后稳定状态时组织的应力云图。夹持初始时刻组织应力为28.44 kPa,稳定状态时组织应力为10.60 kPa。



(a) 夹持初始时



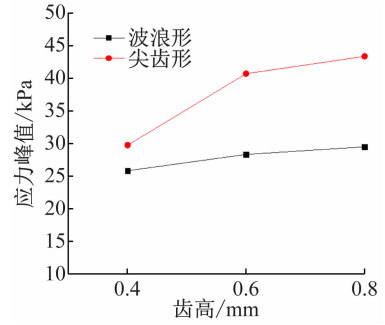
(b) 夹持30 s后

图4 组织应力状态云图

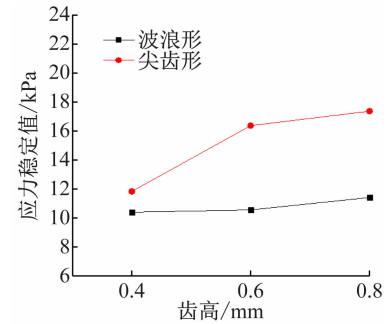
Fig.4 Stress contour of soft tissues (a) At the beginning of the clamping process, (b) After clamping for 30 s

分别采用表3所设计的夹头进行夹持过程动力学仿真,进给量均设置为 2×2 mm,得到组织应力的对比曲线(见图5)。

从图5中可以看出,组织的应力状态与夹头齿形具有较大关系,采用相同参数的尖齿形夹头夹持时的组织应力峰值和稳定应力明显高于采用波浪齿形夹头夹持。当齿形底长一定,齿高增大时,采用尖齿形夹持时的组织应力峰值和稳定应力明显增大;而采用波浪齿形夹头夹持,增大齿高时,组织应力峰值和稳定应力增加不明显。上述分析表明,采用尖齿形夹头夹持组织更容易产生应力集中,即更容易对组织造成夹持损伤,故应该优先采用波浪齿形的夹头进行软组织夹持固定。



(a) 应力峰值



(b) 应力稳定值

图5 组织应力对比

Fig.5 Comparison of tissue stresses

(a) The peak stress, (b) The stable stress

4.3 夹持进给量对组织应力状态的影响

采用底长2.0 mm、齿高0.6 mm的波浪齿形夹头进行夹持,仿真研究夹持进给量对组织应力状态的影响,设置进给量分别为 2×1.50 mm、 2×1.75 mm、 2×2.00 mm、 2×2.25 mm、 2×2.50 mm、 2×2.75 mm、 2×3.00 mm,得到组织应力峰值和应力稳定值的结果(见图6)。可以明显看出,随着夹持进给量的增加,组织应力峰值和应力稳定值明显增加,且成近似线性关系。

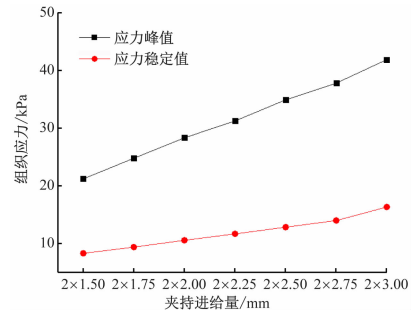


图6 组织应力与夹持进给量关系图

Fig.6 Relationship between tissue stress and clamping feed distance

5 结论

本文以猪肝组织为实验材料,制备用于单轴拉伸实验的组织试样,并进行破坏性拉伸实验,得到拉断过程的应力-应变曲线及材料破坏的应力阈值,并在 ABAQUS 中材料性质模块选择多种大变形超弹性本构方程仿真实验过程,将计算得到的拉伸力-拉伸量曲线与实验测量结果对比,根据其相关程度,选择确定了猪肝组织在大变形下的 4 阶 Ogden 超弹性本构方程。在此基础上,选择不同形状的夹头对软组织的夹持过程进行有限元仿真。仿真结果表明,采用尖齿形夹持组织更容易产生应力集中,即更容易对组织造成夹持损伤。夹持进给量对于组织应力状态影响明显,随着夹持进给量的增加,组织应力峰值以及稳定应力均明显增长,且基本成线性增长趋势。

参考文献:

- [1] BARNETT AC, WOLKOWICZ K, MOORE JZ. Vibrating needle cutting force[C]//Proceedings of ASME 2014 International Manufacturing Science and Engineering Conference collocated with the JSME 2014 International Conference on Materials and Processing and the 42nd North American Manufacturing Research Conference. Michigan: American Society of Mechanical Engineers, 2014.
- [2] 高德东,朱侗,王珊,等. 基于悬臂梁模型的针挠曲预测[J]. 医用生物力学, 2015, 30(6): 535-539.
GAO DD, ZHU T, WANG S, *et al.* Needle deflection prediction based on projecting beam model [J]. J Med Biomech, 2015, 30(6): 535-539.
- [3] 齐迎春,丛茜,齐欣. 仿生减阻针头穿刺过程中力学行为分析[J]. 医用生物力学, 2012, 27(4): 427-431.
QI YC, CONG Q, QI X. Mechanical behavior of bionic drag reduction needle during puncturing process [J]. J Med Biomech, 2012, 27(4): 427-431.
- [4] 冯元祯. 生物力学: 活组织的力学特性[M]. 长沙: 湖南科学技术出版社, 1986: 23-24.
- [5] DIMAIO SP, SALCUDEAN SE. Needle insertion modeling and simulation [J]. IEEE Trans Rob Autom, 2003, 19(5): 864-875.
- [6] 张振秀,聂军,沈梅,等. ANSYS 中超弹性模型及其在橡胶工程中的应用[J]. 橡塑技术与装备, 2005, 31(9): 1-5.
- [7] 王伟晓,丁智平,王进,等. 超弹模型参数对橡胶减震器刚度和强度分析的影响[J]. 橡胶工业, 2010(8): 484-488.
- [8] 魏志刚,汤文成,严斌,等. 基于黏弹性模型的牙周膜生物力学研究[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2009, 39(3): 484-489.
- [9] 高立营. 面向活检取样的典型生物软组织切削性能研究[D]. 济南: 山东大学博士学位论文, 2012.
- [10] 赵玮,阮世捷,李海岩,等. 脑组织本构模型及其生物力学特性分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(1): 85-92.
ZHAO W, RUAN SJ, LI HY, *et al.* Analysis on constitutive models and biomechanical properties of brain [J]. J Med Biomech, 2014, 29(1): 85-92.
- [11] 欧阳云飞. 新型生物软组织冷冻夹具系统的研制与初步应用[D]. 重庆: 第三军医大学硕士学位论文, 2007.
- [12] 欧阳云飞,杨柳,段小军. 一种新型软组织冷冻夹头的实验研究[J]. 第三军医大学学报, 2007, 29(11): 1087-1089.
- [13] 李伟正. 微创手术钳头界面评价方法研究[D]. 长沙: 中南大学博士学位论文, 2014.
- [14] 李伟正,王国慧,谭娟. 手术器械对软组织作用界面可靠性研究现状[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(3): 693-696.