

文章编号:1004-7220(2022)01-0131-06

# 男性尿道括约肌失协同的有限元分析

王芳<sup>1,2</sup>, 孔虎<sup>1</sup>, 翟丽东<sup>3</sup>, 黎鹏<sup>1</sup>, 周劲松<sup>1</sup>, 贾烁琪<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>2,4</sup>

(1. 天津科技大学 机械工程学院, 天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津 300222;  
2. 国家康复辅具研究中心 民政部康复辅具技术与系统重点实验室, 北京 100176; 3. 天津医科大学 基础医学院,  
天津 300070; 4. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191)

**摘要:**目的 探究内外括约肌失协同对下尿路器官组织应力和尿液流速的影响。方法 基于火棉胶切片对下尿路器官组织进行几何模型重建,并建立含有肌肉主动力的下尿路有限元模型;通过流固耦合仿真,模拟排尿末期内外括约肌均正常收缩、均丧失主动力和单独丧失主动力的4种情况下组织应力和尿流速率变化。结果 内外括约肌正常收缩尿道应力变化和临床测得的尿道压力变化趋势相同。与正常收缩情况比较,内括约肌单独丧失主动力的内括约肌和前列腺位置尿道应力分别降低33.6%、13.8%,且此位置尿液流速也降低。外括约肌单独丧失主动力的外括约肌和外尿道位置尿道应力分别降低59.5%、24.03%,而内外括约肌均丧失主动力的内括约肌、前列腺、外括约肌和外尿道位置尿道应力分别降低38.77%、18.6%、63.58%、29.74%,且相对应位置的流速也降低。结论 内外括约肌失协同导致下尿路组织应力和尿液流速的差异性变化。研究结果可为手术治疗因括约肌引起的尿失禁提供理论依据。

**关键词:**尿失禁; 内外括约肌; 尿动力学; 流固耦合

中图分类号:R 318.01 文献标志码:A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.020

## Finite Element Analysis of Male Urethral Sphincter Loss Synergy

WANG Fang<sup>1,2</sup>, KONG Hu<sup>1</sup>, ZHAI Lidong<sup>3</sup>, LI Peng<sup>1</sup>, ZHOU Jinsong<sup>1</sup>, JIA Shuoqi<sup>1</sup>,  
FAN Yubo<sup>2,4</sup>

(1. Key Laboratory of Integrated Design and On-Line Monitoring of Light Industrial and Food Engineering Machinery and Equipment in Tianjin, College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. Key Laboratory of Rehabilitation Aids Technology and System of the Ministry of Civil Affairs, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China; 3. School of Basic Medicine, Medical University of Tianjin, Tianjin 300070, China; 4. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Sciences and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

**Abstract: Objective** To investigate the influence of internal and external sphincter loss synergy on stress distributions and urine flow rates of lower urinary tract organs and tissues. **Methods** Based on collodion slice, the geometric model of the lower urinary tract was reconstructed, and finite element model of the lower urinary tract with muscle active force was established. Through fluid structure coupling simulation, the changes of tissue stress

收稿日期:2020-12-20; 修回日期:2021-02-06

基金项目:国家自然科学基金面上项目(12102301,31871212,51975411),天津市教委科研项目(2017KDYB021),天津市企业科技特派员项目(18JCTPJC57600)

通信作者:王芳,副教授,E-mail:fwang@tust.edu.cn

and urine flow rate were simulated under four conditions: normal contraction of internal and external sphincter, total loss of muscle active force and single loss of muscle active force for internal and external sphincters at the end of urination. **Results** The urethral stress changes in normal contraction of internal and external sphincter muscles were the same as the clinically measured urethral pressure changes. Compared with normal contraction, when the internal sphincter lost its muscle active force alone, stress of the internal sphincter and the urethra of the prostate was reduced by 33.6% and 13.8%, and flow rate of urine in this position was also reduced. When the external sphincter lost its muscle active force alone, the urethral stress of the external sphincter and external urethra was reduced by 59.5% and 24.03%, respectively. When the internal and external sphincter lost muscle active force, stress of the internal sphincter, the prostate, the external sphincter and the external urethra were reduced by 38.77%, 18.6%, 63.58%, 29.74%, respectively, and flow velocity in the corresponding position was also reduced. **Conclusions** Internal and external sphincter loss synergy resulted in the difference of tissue stress and urine flow rate. The results can provide the theoretical basis for surgical treatment of urinary incontinence caused by sphincter.

**Key words:** urinary incontinence; internal and external sphincter; urodynamics; fluid-structure interaction

尿失禁是由膀胱压力升高、尿道压力降低引起的排尿功能障碍疾病<sup>[1]</sup>。据统计,全世界大约有0.226亿男性患有尿失禁,老年男性患者占比31%,其中12.5%患者是单纯内、外括约肌障碍引起的尿失禁<sup>[2-3]</sup>。在尿动力学检查中发现,内外括约肌松弛是造成尿失禁的重要原因之一。临床上,通常采用植入人工尿道括约肌治疗尿失禁<sup>[4]</sup>。因此,准确评估尿道功能对植入人工尿道括约肌具有重要意义。

目前,对尿失禁影响的研究多基于临床尿动力学。Majoros等<sup>[5]</sup>通过比较术前和术后尿动力学数据,分析切除前列腺对膀胱和括约肌功能的影响,认为切除前列腺会引起括约肌缺失从而引发尿失禁。Huang等<sup>[6]</sup>测量膀胱颈处的尿流率和逼尿肌压力,认为膀胱颈部过度活动会减少尿道的支撑引发尿失禁。然而尿动力学作为评估下尿路功能的工具,在技术的标准化方面仍存在问题<sup>[7]</sup>。因此,可以利用有限元方法来弥补尿动力学检查的不足。Spirka等<sup>[8]</sup>构建膀胱和尿道的生物力学模型,利用有限元方法模拟膀胱压力的变化。但目前关于内外括约肌肌肉主动力对尿失禁影响的研究鲜有报道。本文构建含有肌肉主动力的男性下尿路有限元模型,通过有限元流固耦合仿真,研究内外括约肌的失协同对下尿路的力学影响<sup>[9]</sup>。

## 1 材料与方法

### 1.1 内外括约肌的下尿路模型构建

课题组前期基于正常成年男性的下尿路火棉胶

切片,构建下尿路几何模型<sup>[10]</sup>[见图1(a)]。在此模型基础上,根据解剖学结构,构建内外括约肌几何模型,并采用非线性黏弹性(quasi-linear viscoelastic, QLV)被动单元和Hill主动桁架单元共节点耦合方法建立肌肉主被动力学模型[见图1(b)]。

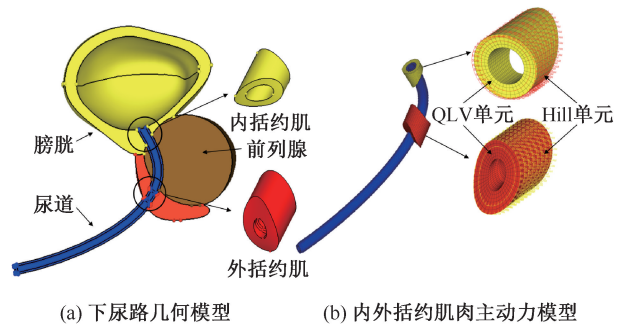


图1 下尿路模型

**Fig.1 Lower urinary tract model** (a) Geometric model of lower urinary tract, (b) Muscle active force model of internal and external sphincter

### 1.2 内外括约肌肌肉主动力的计算

内外括约肌和尿道被动实体部分用QLV材料模型,内外括约肌主动部分用Hill材料模型。QLV模型的黏弹性响应是根据应变历史对非线性的瞬时弹性响应进行遗传积分而得,其瞬时弹性响应、黏弹性应力和黏性应力的松弛函数分别为:

$$\sigma^e = \sum_i C_i \varepsilon^i \quad (1)$$

$$\sigma = \int_0^t G(t - \tau) \frac{\partial \sigma^e}{\partial \varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial \tau} d\tau \quad (2)$$

$$G(t) = \sum_{i=1}^n G_i e^{-\beta_i t} \quad (3)$$

式中:  $C_i$  为瞬时弹性响应;  $G(t)$  为黏性应力的松弛函数;  $\sigma^e$  为瞬时弹性响应;  $\sigma$  为总应力;  $G_i$  为松弛模量;  $\beta_i$  为时间常数。Hill 主动桁架单元的主动收缩力为:

$$F_{ce} = A(t) F_l(l) F_v(v) F_{\max} \quad (4)$$

式中:  $A(t)$  为肌肉的激活程度曲线[见图 2(a)];  $F_l(l)$  为长度曲线;  $F_v(v)$  为速度曲线;  $F_{\max}$  为最大等长收缩力。QLV 材料密度  $1.06 \text{ mg/mm}^3$ , 泊松比 0.495,  $C_i$  分别为 0.991、0.34.65,  $G_i$  分别为 0.697、1.086、0.102、0.1,  $\beta_i$  分别为 589.1、312.4、1、0.0045<sup>[11]</sup>。

参考临床尿动力学肛门括约肌的反射时间和量级<sup>[1]</sup>, 研究排尿末期最后 25 ms 内外括约肌主动收缩过程。经过 QLV 与 Hill 耦合计算得到内外括约肌的肌肉主动力[见图 2(b)], 仿真得到内外括约肌作用时尿道最大压力分别为 11.1、12.2 kPa, 与临床尿动力学测试结果<sup>[1]</sup>相吻合。

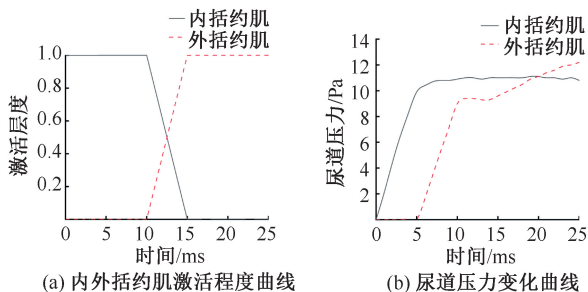


图2 内外括约肌激活程度曲线和肌肉主动力计算结果

Fig.2 Activation curve of internal and external sphincter and calculation results of muscle active force (a) Curve for activation of muscle active force, (b) Curve of urethral pressure change

### 1.3 流固耦合数值模拟

流固耦合计算时, 固体区域材料如表 1 所示, 流体区域尿液被视为牛顿流体, 尿液密度为  $1.02 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ , 动力黏度为  $0.71 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ , 比热容为  $4.2 \text{ kJ}/(\text{kg} \cdot \text{K})$ , 流场温度为  $310.5 \text{ K}$ <sup>[12]</sup>。

表1 下尿路各组织模型材料参数<sup>[9]</sup>

Tab.1 Material parameter of lower urinary tract organs<sup>[9]</sup>

组织	密度/ $(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	弹性模量/MPa	泊松比
膀胱	1 050	0.02	0.450
前列腺	1 000	6	0.495
尿道	1 000	2	0.300
外括约肌	9 000	1.6	0.450

将下尿路模型边界条件膀胱前面和前列腺后面设置为节点集支撑<sup>[13]</sup>。膀胱、前列腺、尿道和尿道膜部括约肌间的接触采用绑定约束。膀胱压力参考 Korkmaz 等<sup>[14]</sup>测量的膀胱压力, 腹压为  $0 \sim 5 \text{ mmHg}$  ( $1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$ ), 膀胱压力为  $13.6 \text{ cmH}_2\text{O}$  ( $1 \text{ cmH}_2\text{O} = 98 \text{ Pa}$ ), 得到排尿即将结束 25 ms 的膀胱压力曲线(见图 3)。

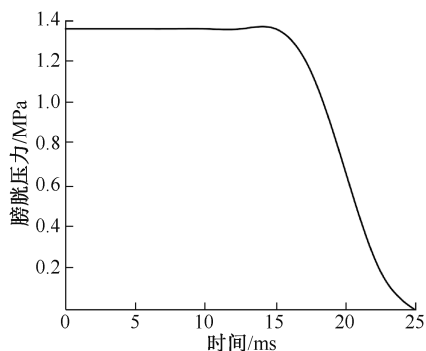


图3 排尿末期膀胱压力曲线

Fig.3 Bladder pressure curve at the end of urination

本文分别模拟内括约肌 (internal sphincter, IS)、外括约肌 (external sphincters, ES) 主动力正常收缩 ( $IS_1ES_1$ )、内括约肌丧失主动力外括约肌正常 ( $IS_0ES_1$ )、外括约肌丧失肌肉主动力内括约肌正常 ( $IS_1ES_0$ )、内外括约肌均丧失肌肉主动力 ( $IS_0ES_0$ ) 4 种情况下应力分布尿液流速变化。

## 2 结果

为了详细地观察尿道应力的变化趋势, 在人体正中矢状面沿尿道前后面均匀选取 15 个观察点, 每间隔 5 ms 提取出一次尿道前后两侧的应力。在内外括约肌正常收缩情况下, 得到有限元模拟的尿道应力分布曲线(见图 4)。

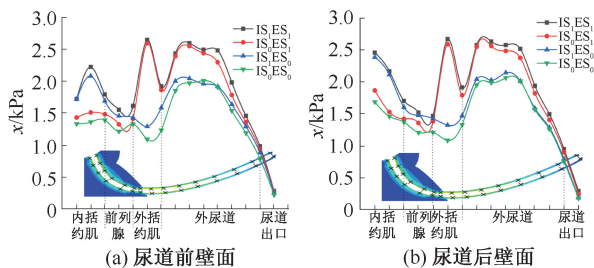


图4 尿道不同位置应力分布曲线

Fig.4 Stress distribution curve at different positions of urethra

(a) Anterior wall of the urethra, (b) Posterior wall of urethra

对比仿真结果和临床测得的尿道压力发现,有限元模拟内外括约肌收缩引起尿道应力变化趋势和正常人体的尿道压力分布曲线相一致<sup>[1]</sup>,由此可见,添加肌肉主动力的有限元模型符合实际情况。

当内括约肌单独丧失肌肉主动动力,在内括约肌和前列腺位置应力比正常情况下分别降低 33.6%、13.8%,而外括约肌和外尿道位置应力降低不明显。当外括约肌单独丧失主动动力时,在内括约肌、前列腺位置,前后壁面应力和正常情况相比变化不明显。但是外括约肌丧失主动动力引起外括约肌和外尿道位置应力降低,应力分别降低 59.5%、24.03%。

当内外括约肌均丧失肌肉主动动力,在内括约肌、前列腺、外括约肌和外尿道位置,应力分别降低 38.77%、18.6%、63.58%、29.74%。总体来说,内外括约肌丧失肌肉主动动力造成整个尿道的应力降低,尤其是外括约肌丧失肌肉主动动力。

观察内外括约肌收缩正常的下尿路应力分布,发现应力在外括约肌位置达到峰值 2.6 kPa[见图 5(a)]。观察下尿路变形分布,发现变形最大的位置出现在外括约肌和尿道出口之间,而膀胱出口和外括约肌间的变形较小[见图 5(b)]。观察下尿路的尿液流速分布,发现尿液流速最快的位置在外括约肌位置[见图 5(c)]。

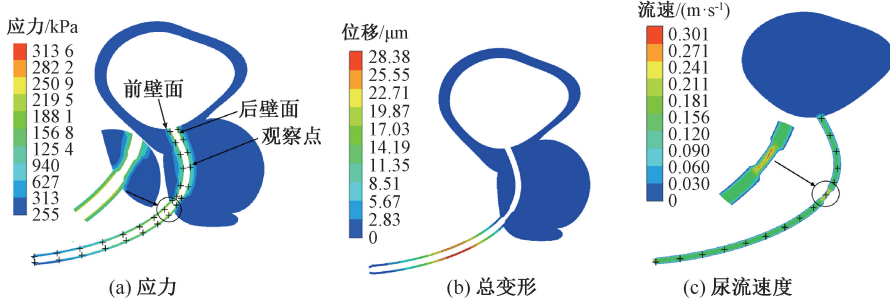


图5 下尿路云图

Fig.5 Nephogram of lower urinary tract (a) Stress nephogram, (b) Deformation nephogram, (c) Velocity nephogram

提取观察点的尿液流速,发现当内括约肌丧失肌肉主动动力,尿液速率在内括约肌位置流速降低,在外括约肌位置的速率增加。当外括约肌丧失肌肉主动动力,整个下尿路尿液流速在外括约肌至尿道出口的速率都降低,其他位置的流速变化不明显。当内外括约肌均丧失主动动力,内括约肌至尿道出口的尿液速度都减小,比内外括约肌单独丧失主动动力引起的尿液速度变化大(见图 6)。

### 3 讨论

本文基于火棉胶切片建立男性下尿路几何模型,并在此基础上构建包含肌肉主动力的有限元模型。有限元仿真不仅可以为非侵入性检测提供新的方法,还可以得到组织器官间的内部应力。当前下尿路的生物力学模型多是采用计算机断层(computed tomography, CT)和磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)扫描图像构建。杨晓云等<sup>[15]</sup>基于 CT 图像建立膀胱、尿道、骨盆和耻骨联合的三维模型,探究膀胱形态对下尿路的影响。Bhattarai 等<sup>[16]</sup>基于女性 MRI 图像构建盆底器官的生物力学模型,研究骨盆韧带损伤对膀胱的影响。正常 CT 和 MRI 图像层厚约 3 mm<sup>[17]</sup>,而火棉胶切片厚度 400 μm。和 CT、MRI 图像相比,火棉胶切片能够反映更加细小的组织结构,建立的模型精度更高。

尿道内括约肌由平滑肌组成,位于膀胱下端和尿道近端,通过收缩内尿道口来控制尿液的流动;

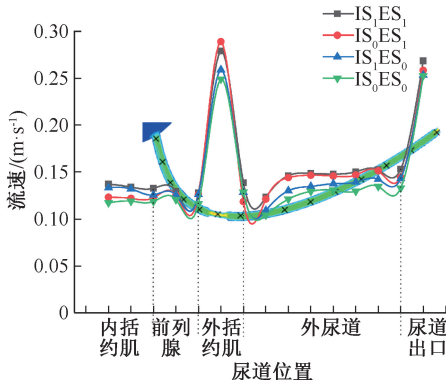


图6 尿液速度分布曲线

Fig.6 Curves of urine velocity distribution

外括约肌由横纹肌组成,位于膜部尿道内侧和前列腺的外侧,通过松弛尿道和封闭尿道达到随意排尿的目的<sup>[18]</sup>。本文通过 QLV 与 Hill 共节点耦合构建下尿路肌肉主动力模型,模拟在排尿末期内外括约肌收缩的过程。通过主被动耦合模拟得到排尿末期内外括约肌的肌肉主动力,模拟得到的内外括约肌对尿道的最大压力与临床尿动力学测得结果相吻合。

本文在建立的下尿路有限元模型中添加肌肉主动力,分别模拟内外括约肌分别和同时丧失肌肉主动力的情况,分析内外括约肌失协同对下尿路尿道应力和尿液速率的影响。通过仿真获得排尿末期内外括约肌正常收缩情况下的尿道应力分布。结果表明,从膀胱出口到尿道出口,应力变化显著,且在外括约肌处应力最大,推测是外括约肌主动力收缩造成。同时,因为外括约肌处尿道狭窄,造成尿液在通过外括约肌时尿液速率突然增加。

内括约肌单独丧失肌肉主动力时的仿真结果显示,内括约肌位置尿道前壁面和后壁面应力明显下降,同时前列腺部分的应力降低。但是由于外括约肌肌肉主动力的存在,保证了外括约肌部分和外尿道部分应力和流速变化不明显,突出了外括约肌在控尿过程中起到主要作用。Shafik<sup>[19]</sup>通过临床试验认为,尿道外括约肌收缩可以抑制膀胱充盈引起的逼尿肌收缩,和内括约肌相比,外括约肌对预防尿失禁有着更重要的作用,本文仿真模拟结果与该临床试验相吻合。内括约肌单独丧失肌肉主动力的仿真结果显示,外括约肌和外尿道位置的应力明显降低。尿动力学研究表明,最大尿道压力位置在外括约肌处,当外括约肌丧失 30% 的尿道压力,就会引发尿失禁<sup>[1]</sup>。本文结果表明,外括约肌丧失主动力造成尿道应力下降 59.5%,说明已经发生尿失禁。内外括约肌均丧失主动力的仿真结果显示,下尿路整个尿道的应力和尿液速率降低,尤其是在内外括约肌和外尿道处。内外括约肌丧失主动力比内外括约肌单独丧失主动力对下尿路的影响要大,说明内外括约肌主动力对正常控尿的重要性。在 4 组仿真中,组织变形最大的部分出现在外尿道,尤其是外括约肌松弛会造成外尿道位置变形更明显。

以往的尿动力学测试忽略了在排尿期间尿液与尿道器官组织间的相互作用,不能准确反映内外

括约肌收缩的强弱<sup>[20-21]</sup>;且不能够测出组织器官间的应力变化,缺乏对组织间应力具体的判断。因此,本文考虑到组织间的相互作用,研究内外括约肌肌肉主动力缺失对尿道的影响。通过对比不同情况下尿道应力和尿液速率的差异性变化,可以辅助尿动力学测量尿道的闭合功能,判断括约肌的肌肉活性。受现有技术水平的限制,为了突出计算效率,本文将组织间的接触进行简化处理,并默认为绑定的约束形式,对仿真结果均造成一定的影响。在下一步的研究中,将构建包含更多下尿路组织器官的下尿路模型,寻找更加适合人体接触的约束形式,研究内外括约肌丧失不同程度肌肉主动力对下尿路的影响。

## 4 结论

本文基于肌肉主动力模型和有限元流固耦合理论探究内外括约肌失协同对下尿路的力学影响。有限元仿真结果显示,内外括约肌失协同会引起下尿路组织应力和尿液流速的差异性变化。研究结果可以为手术治疗因括约肌引起的尿失禁提供理论依据。利用所建模型还可以研究更多男性下尿路症状,弥补静态图像诊断的不足,为真实的临床情况提供理论基础。

## 参考文献:

- [1] 廖利民. 尿动力学[M]. 北京:人民军医出版社, 2012: 237-277.
- [2] SINGA A, CORDON B, SINGLA N. Artificial urinary sphincters for male stress urinary incontinence: current perspectives [J]. *Med Devices*, 2016, 9: 175-183.
- [3] NEWMAN DK, GUZZO T, LEE D, et al. An evidence-based strategy for the conservative management of the male patient with incontinence [J]. *Curr Opin Urol*, 2014, 24(6): 553-559.
- [4] GARELY AD, NOOR N. Diagnosis and surgical treatment of stress urinary incontinence [J]. *Obstet Gynecol*, 2014, 124(5): 1011-1027.
- [5] MAJOROS A, BACH D, KESZTHELYI A, et al. Urinary incontinence and voiding dysfunction after radical retropubic prostatectomy (prospective urodynamic study) [J]. *Neurourol Urodyn*, 2010, 25(1): 2-7.
- [6] HUANG IS, FAN YH, LIN ATL, et al. Correlation between bladder neck mobility and voiding phase urodynamic parameters in female patients with stress urinary incontinence

- [J]. *Low Urin Tract Symptoms*, 2016, 8(1): 44-48.
- [7] FLETCHER SG, LEMACK GE. Clarifying the role of urodynamics in the preoperative evaluation of stress urinary incontinence [J]. *Sci World J*, 2008, 8: 1259-1268.
- [8] SPIRKA T, KENTON K, BRUBAKER L, *et al.* Effect of material properties on predicted vesical pressure during a cough in a simplified computational model of the bladder and urethra [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(1): 185-194.
- [9] 张小军, 焦贺贺, 李晓阳. 基于流固耦合模型的 SUI 患者尿液动力学研究[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(6): 525-531.  
ZHANG XJ, JIAO HH, LI XY. Study on urodynamics of SUI patients based on fluid-structure interaction model [J]. *J Med Biomech*, 31(6): 525-531.
- [10] 周劲松, 王芳, 张建国, 等. 基于火棉胶切片图像的男性下尿路有限元分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2018, 35(04): 592-597.
- [11] 张建国, 黎朋, 王芳, 等. 内外括约肌主动力作用下尿道压力的研究[J]. *天津科技大学学报*, 2020, 35(1): 72-75.
- [12] 赵元, 叶福丽. *医学物理学* [M]. 北京: 科学出版社, 2017: 1-308.
- [13] 王兴继, 姜杉. 基于计算机图形处理与有限元仿真的前列腺穿刺变形模拟[J]. *计算机应用研究*, 2016, 33(2): 620-623.
- [14] KORKMAZ I, ROGG B. A simple fluid-mechanical model for the prediction of the stress-strain relation of the male urinary bladder [J]. *J Biomech*, 2007, 40(3): 663-668.
- [15] 杨晓云, 周围, 李怀芳, 等. 下尿路三维模型在压力性尿失禁诊治中的应用[J]. *同济大学学报(医学版)*, 2017, 38(03): 76-80.
- [16] BHATTARAI A, FROTSCHER R, SORA C, *et al.* A 3D finite element model of the female pelvic floor for the reconstruction of urinary incontinence [J]. *Rev Urol*, 2014, 16(5): S2-S10.
- [17] JUNG J, AHN HK, HUH Y. Clinical and functional anatomy of the urethral sphincter [J]. *Int Neurourol J*, 2012, 16(3): 102-106.
- [18] 王华. 胰十二指肠区火棉胶包埋薄型化断层的应用解剖学研究[D]. 天津: 天津医科大学, 2010.
- [19] SHAFIK A. A study of the continence mechanism of the external urethral sphincter with identification of the voluntary urinary inhibition reflex [J]. *J Urol*, 1999, 162(6): 1967-1971.
- [20] 周智华, 王亚伟, 应亮, 等. 尿流动力学在前列腺增生症诊断中的价值[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(1): 74-76.  
ZHOU ZH, WANG YW, YING L, *et al.* Diagnosis value of urodynamics in patients with benign prostate hypertrophy [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(1): 74-76.
- [21] CHAPPLE CR. Primer: Questionnaires versus urodynamics in the evaluation of lower urinary tract dysfunction-one, both or none? [J]. *Nat Clin Pract Urol*, 2005, 2(11): 555-564.