

• 论 著 •

基于火棉胶切片图像的男性下尿路有限元分析

周劲松¹, 王芳^{1,2}, 张建国^{1,2}, 翟丽东³, 周栾¹, 潘奎¹

1. 天津科技大学 机械工程学院 (天津 300222)
2. 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)
3. 天津医科大学 基础医学院 (天津 300070)

【摘要】 男性原发性膀胱颈梗阻发病率高, 而现有尿动力学检查方法具有侵入性, 且易造成误诊或漏诊。因此为构建男性下尿路非侵入式生物力学检测系统, 本文基于正常男性下尿路火棉胶切片图像构建出下尿路有限元模型, 并模拟真实排尿环境, 进行流固耦合仿真分析。通过对比下尿路临床试验数据与仿真结果, 验证了下尿路有限元模型的有效性。本文进一步对下尿路变形、应力与尿流速率等参数进行了分析, 结果表明正常男性下尿路模型中膜部括约肌处米塞斯应力与壁面切应力均达到峰值, 并且与膀胱压力曲线的峰值在时间上有 1 s 左右的尿流延迟, 模型还原度良好。本文的研究结果为进一步开展对下尿路梗阻模型膀胱压、尿流率等尿动力学的响应机理研究奠定了基础, 可为非侵入式生物力学检测系统的研发提供理论依据。

【关键词】 下尿路; 火棉胶切片; 有限元; 流固耦合; 响应机理

Finite element analysis of male lower urinary tract based on the collodion slice images

ZHOU Jingsong¹, WANG Fang^{1,2}, ZHANG Jianguo^{1,2}, ZHAI Lidong³, ZHOU Luan¹, PAN Kui¹

1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, P.R.China
 2. The Key Laboratory of Integrated Design and On-Line Monitoring of Light Industrial and Food Engineering Machinery and Equipment in Tianjin, Tianjin 300222, P.R.China
 3. School of Basic Medicine, Medical University of Tianjin, Tianjin 300070, P.R.China
- Corresponding author: WANG Fang, Email: fwang@tust.edu.cn

【Abstract】 Males typically have high rates of morbidity of primary bladder neck obstruction, while the existing urodynamic examination is invasive and more likely to cause false diagnosis. To build a non-invasive biomechanical detecting system for the male lower urinary tract, a finite element model for male lower urinary tract based on the collodion slice images of normal male lower urinary tract was constructed, and the fluid-structure interaction of the lower urinary tract was simulated based on the real urination environment. The finite element model of the lower urinary tract was validated by comparing the clinical experiment data with the simulation result. The stress, flow rate and deformation of the lower urinary tract were analyzed, and the results showed that the Von Mises stress and the wall shear stress at the membrane sphincter in the normal male lower urinary tract model reached a peak, and there was nearly 1 s delay than in the bladder pressure, which helped to validate the model. This paper lays a foundation for further research on the urodynamic response mechanism of the bladder pressure and flow rate of the lower urinary tract obstruction model, which can provide a theoretical basis for the research of non-invasive biomechanical detecting system.

【Key words】 lower urinary tract; collodion slice; finite element; fluid-structure interaction; response mechanism

引言

膀胱出口梗阻 (bladder outlet obstruction,

BOO) 是由前列腺增生及膀胱出口挛缩等引起的膀胱排尿功能障碍疾病, 主要表现为排尿时某一部位未完全开放或不能开放引起尿道狭窄导致的排尿受阻, 还可因长期尿潴留导致上尿路积水和肾功能损害^[1-2]。调查显示, 良性前列腺增生 (benign prostatic hyperplasia, BPH) 已成为中老年男性人群

DOI: 10.7507/1001-5515.201708008

基金项目: 天津市高等学校基本科研业务费资助项目 (2017KDYB21)

通信作者: 王芳, Email: fwang@tust.edu.cn

的高发疾病, 60 岁人群发病率大于 50%, 到 80 岁时发病率则高达 83%^[3]。目前诊断 BOO 公认最可靠的方法为压力—流率尿动力学检查, 即同时测定膀胱内压与尿流率, 该检查方法可避免单纯测定尿流率时逼尿肌收缩功能障碍对 BOO 程度评估的影响。然而压力—流率尿动力学测定具有侵入性, 测量时需要用膀胱内置管测压, 可能会导致患者下尿路感染, 并且该方法易造成漏诊或误诊。而目前, 非侵入式的检查方法有国际前列腺症状评分、残余尿量测定、前列腺特异性抗原检测和基于超声的评价指标检测等。但是以上方法无论是单独还是联合实施, 诊断的结果均不理想, 受个体敏感性和特异性的影响较大。

有限元仿真技术的出现为下尿路非侵入式检测提供了新的思路。Kren 等^[4]运用有限元方法建立出男性膀胱与尿道简化三维模型, 并提出一种新的耦合迭代方法。Zheng 等^[5]基于核磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 对男性下尿路进行了重建, 发现前列腺突入膀胱程度 (intravesical prostatic protrusion, IPP) 能够预测患者下尿路症状的严重程度。杨晓云等^[6]构建了女性压力性尿失禁患者下尿路三维模型, 发现此模型能够用于评价手术疗效和优化手术方案。

现阶段下尿路仿真模型多借助电子计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 与 MRI 等图像建立, 断层图像的空间分辨率有限或对比度不足, 不能精准地反映出下尿路的组织结构。而利用火棉胶熔点低、具有较大韧性的特点制作的火棉胶切片能够避免人体组织收缩、变脆以及破裂, 因此能够获得结构组织较为完整的精细切片。Zhai 等^[7]对男性盆腔组织的整体进行连续包埋切片, 发现成年男性横纹括约肌膜部呈闭合环形, 并进一步对男性尿道括约肌重新进行了定义。

为了探索下尿路模型与膀胱压、尿流率等尿动力学参数的相互作用方式, 观察组织变形与应力分布规律, 本文基于人体火棉胶切片构建了正常男性下尿路有限元模型, 对其进行了流固耦合仿真分析, 通过尿道压力分布曲线验证了模型有效性, 并对下尿路压力、变形和应力等相关参数的分布规律进行了分析。结果表明, 基于火棉胶切片建立的下尿路模型还原度良好, 后期可应用于建立其它下尿路梗阻模型, 研究其膀胱压、尿流率等动力学参数的影响机制, 并为非侵入式尿动力学检测技术的研发提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 模型原始数据

本文的模型原始数据来源于由正常男性 (40 ~ 50 岁) 盆腔标本制作的火棉胶连续包埋切片, 切片图像由天津医科大学人体解剖学与组织胚胎学系提供。所用尸体标本为捐献遗体, 签有捐献协议。火棉胶切片沿人体矢状面方向, 切片厚度约为 400 μm。

1.2 有限元模型

在医学影像软件 Mimics (Materialise Inc., 比利时) 中提取出膀胱、前列腺和尿道膜部括约肌等器官组织, 得到初步几何模型。再将模型导入逆向工程软件 Geomagic Studio (Geomagic Inc., 美国) 中进行去噪、光顺等处理。最后在有限元分析软件 ANSYS Workbench (ANSYS Inc., 美国) 中对膀胱、前列腺等几何模型进行装配, 得到完整的男性下尿路有限元模型如图 1 所示。

考虑到尿液与尿道、膀胱等的相互作用, 本文采用双向流固耦合仿真计算。下尿路模型可分为流体域与固体域两部分, 固体域即膀胱、前列腺、尿道膜部括约肌和尿道, 流体域为填充于膀胱和尿道内的尿液。为简化计算, 将固体域定义为各向同性且无渗漏的线弹性材料, 各器官组织材料参数如表 1 所示。

计算时将尿液即流体域部分视为牛顿流体,

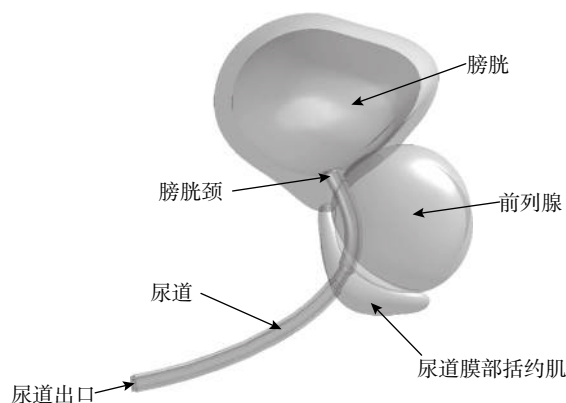


图 1 下尿路模型示意图

Fig.1 The model of the lower urinary tract

表 1 下尿路模型各器官组织材料参数

Tab.1 Material parameter of lower urinary tract organs

组织	密度/(kg·m ⁻³)	杨氏模量/Pa	泊松比	参考文献
膀胱	1.05 × 10 ³	2 × 10 ⁴	0.45	[8]
前列腺	1 × 10 ³	6 × 10 ⁶	0.495	[9-10]
尿道	1 × 10 ³	2 × 10 ⁶	0.30	[11]
尿道膜部括约肌	9 × 10 ²	1.6 × 10 ⁶	0.45	[12]

Aenis 等^[13]研究表明,在管道直径大于 0.5 mm 时,用牛顿流体替代非牛顿流体引起的误差小于 2%,对流场造成的差别很小。尿液密度为 1 020 kg/m³,动力粘度为 0.71 × 10⁻³ Pa·s,比热容为 4 200 J/(kg·K),流场温度为 310.5 K^[14]。

1.3 边界与载荷

人体膀胱前端靠耻骨联合支撑,前列腺后端则紧贴直肠^[15],将下尿路模型边界条件简化为如图 2 所示的耻骨联合处与直肠处两个完全约束的节点集。

膀胱压力参考 Korkmaz 等^[16]测得的人体排尿期膀胱压力值,得到排尿期膀胱压力曲线如图 3 所示。其中 T1 阶段为排尿期逼尿肌施压引起膀胱压力快速上升;T2 阶段为稳定期,膀胱压力处于峰值;T3 阶段则是随着尿液的排出,腹压和逼尿肌压不断降低,膀胱压力开始下降。

1.4 控制方程

本研究中将尿液视为不可压缩的牛顿流体,流体在流动时需满足质量、动量、能量三大守恒定律,下尿路中尿液流动的连续方程,如式(1)所示:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

质量方程,如式(2)所示:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho u_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho u_z)}{\partial z} = 0 \quad (2)$$

动量方程,如式(3)所示:

$$\rho(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} - \mathbf{u}_g) \cdot \nabla \mathbf{u}) = -\nabla p + \nabla \cdot \mathbf{T} \quad (3)$$

应力方程,如式(4)所示:

$$\mathbf{T} = 2\eta(\dot{\gamma}) \mathbf{D} \quad (4)$$

$$\mathbf{D} = (\nabla \mathbf{u} + \nabla \mathbf{u}^T) / 2 \quad (5)$$

式中: \mathbf{u} 是速度矢量; u_x 、 u_y 、 u_z 分别为三个方向的速度分量; t 为时间; \mathbf{u}_g 是壁面位移的速度;

p 为压力; ρ 为尿液密度; \mathbf{T} 为应力张量; $\dot{\gamma}$ 为切应力; η 为尿液粘度。

固体域模型控制方程可表达为

$$\mathbf{M}_s \frac{d^2 \mathbf{r}}{dt^2} + \mathbf{C}_s \frac{d\mathbf{r}}{dt} + \mathbf{K}_s \mathbf{r} + \boldsymbol{\tau}_s = 0 \quad (6)$$

式中: \mathbf{M}_s 为质量矩阵; \mathbf{C}_s 为阻尼矩阵; \mathbf{K}_s 为刚度矩阵; \mathbf{r} 为固体的位移; $\boldsymbol{\tau}_s$ 为固体受到的应力。

2 下尿路仿真结果

仿真计算结束后,由尿道出口监控点得知下尿路在 4 s 时达到最大尿流率,此时在人体正中矢状面上提取出下尿路流体域速率图和尿道内壁面切应力云图,如图 4 所示。由下尿路流体的速率分布可知,尿液在尿道膜部括约肌和尿道出口两个狭窄处速率较大。再结合壁面切应力云图可知,尿道狭窄区域的尿液速率与壁面切应力均出现显著上升。

如图 5 所示,为下尿路固体域变形和米塞斯应力分布云图,从图中可看出尿道最大变形处在尿道膜部括约肌和尿道出口之间,而膀胱出口和尿道膜部括约肌之间的尿道则变形较小;再由米塞斯应力分布云图可知,在尿道膜部括约肌附近米塞斯应力达到峰值,为 13.77 kPa。

为了更加详细地观察尿道米塞斯应力的变化趋势,在人体正中矢状面沿尿道前壁面与后壁面选取若干观察点,每间隔 2 s 提取出一次尿道两侧的应力值,并分别从尿道位置和时间域上对应力进行分析,得到米塞斯应力与时间、位置相关分布曲线如图 6 所示。

从图 6 前后壁面位置—米塞斯应力曲线可知,膀胱颈与尿道膜部括约肌这两个部位的米塞斯应力值最大值均达到 10 kPa 以上,并且在膀胱颈、尿

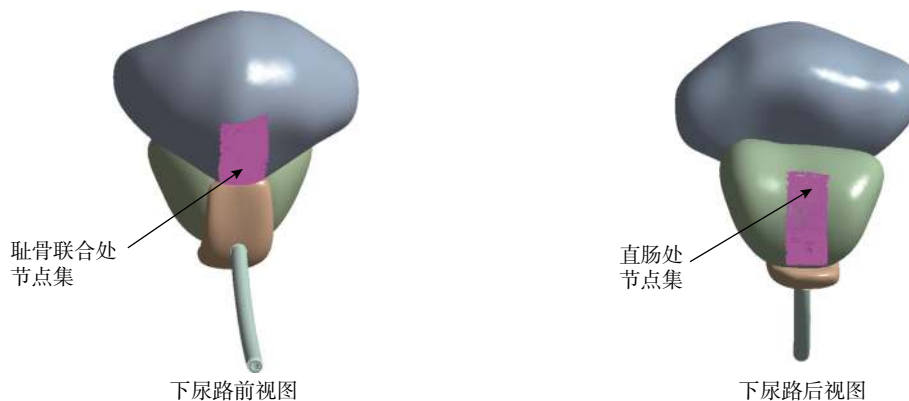


图 2 下尿路约束节点集

Fig.2 Constrained set of nodes in lower urinary tract

道膜部括约肌和尿道出口这三个狭窄处应力变动较为剧烈,尤其在尿道膜部括约肌处,最大应力差可达 9.7 kPa。再由图 6 前后壁面时间—米塞斯应力曲线中可以看出,下尿路米塞斯应力曲线与图 3 中排尿期膀胱压力曲线变化趋势一致。在研究应力出现峰值的时间时发现,图 6 中应力曲线的应力

峰值出现在 6 s 时,而对应图 3 的排尿期膀胱压力曲线的峰值出现在 T2 期的 4~5 s,二者峰值的出现时间相差 1 s 左右,即排尿过程中存在尿流延迟。

此外,排尿期尿道压力分布曲线如图 7 所示。从图中可看出,尿道压力在膀胱颈和尿道膜部括约肌两处出现下降,其它区域的压力曲线走势均较为平稳,这和正常人体的尿道压力分布曲线相一致^[17]。

3 讨论

在使用有限元模型对人体下尿路做仿真研究时,本课题组发现,现有下尿路有限元模型多是基于主观或借助 CT、MRI 等技术所采集的临床图像建立起来的,模型存在组织纹理模糊、模型还原度低等问题。本文通过火棉胶切片图像建立出的下尿路模型同时包含膀胱、前列腺、尿道膜部括约肌与尿道,模型完整并且精度较高。为了模拟真实人体环境,本文对各器官组织赋予不同材料属性,并应用排尿期膀胱压力曲线,最后再对下尿路模型进行双向流固耦合仿真计算。

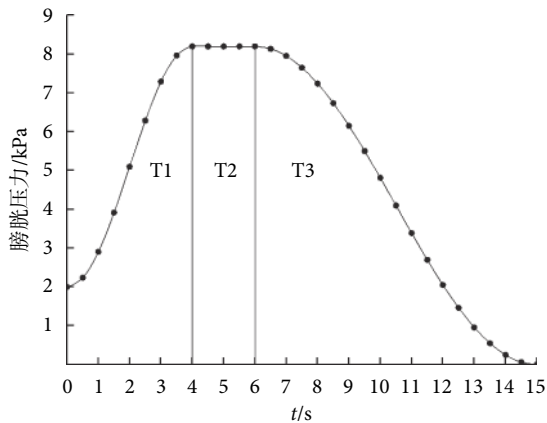


图 3 排尿期膀胱压力曲线

Fig.3 Pressure curves during voiding

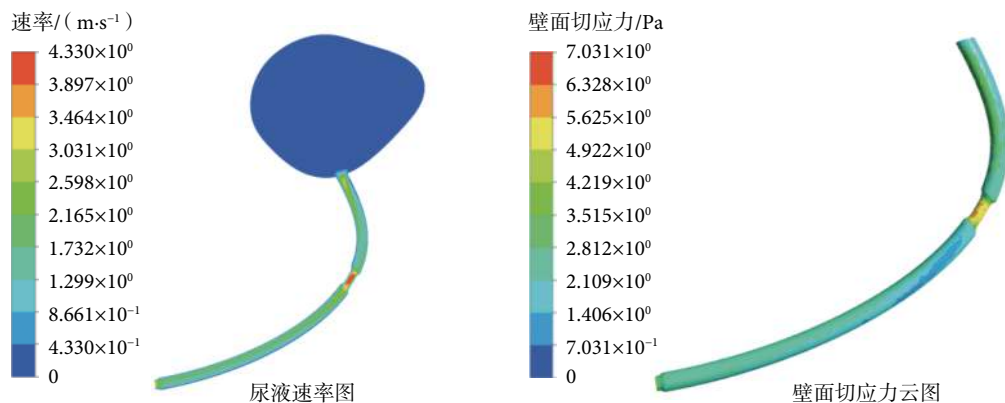


图 4 下尿路速率图与尿道内壁面切应力云图

Fig.4 The velocity and wall shear stress distribution of lower urinary tract

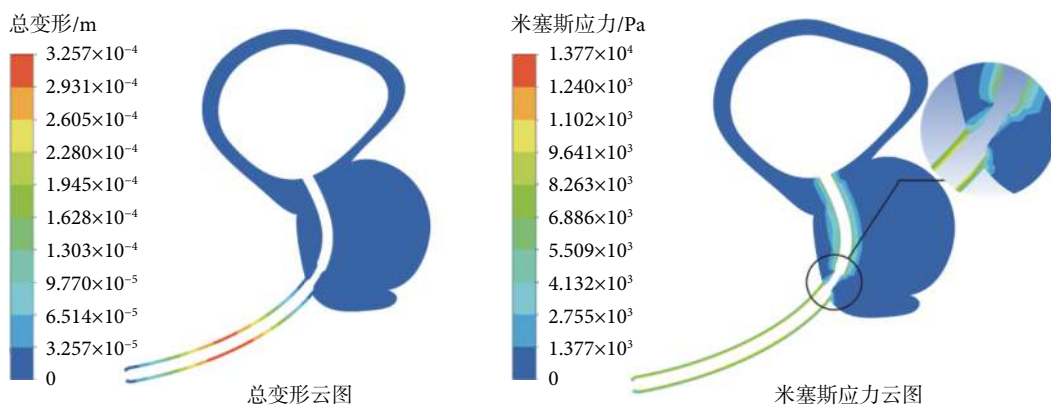


图 5 下尿路总变形云图与米塞斯应力分布云图

Fig.5 Total mesh displacement and Von Mises stress distribution of the lower urinary tract

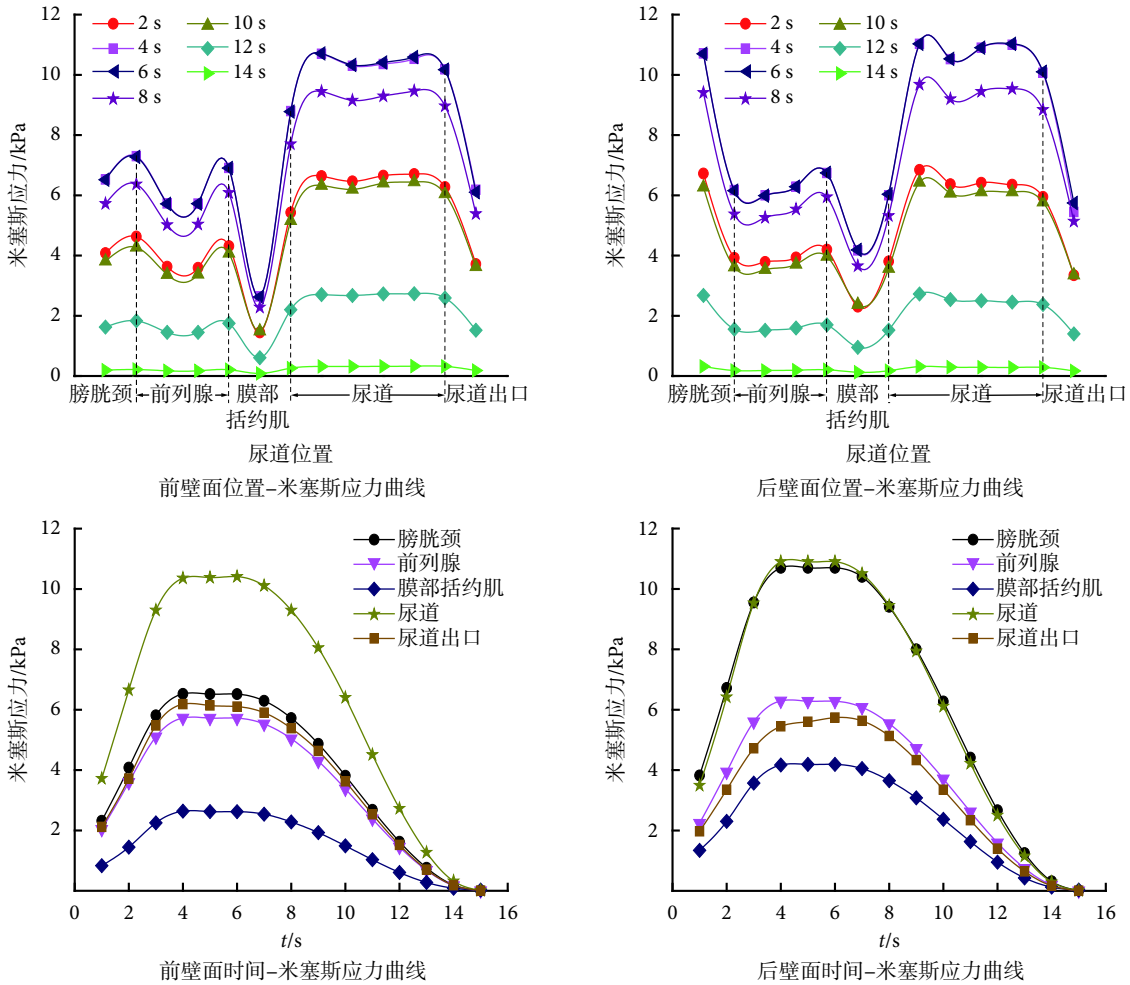


图6 米塞斯应力与时间、位置相关分布曲线

Fig.6 Von mises stress distribution curve related to time and position

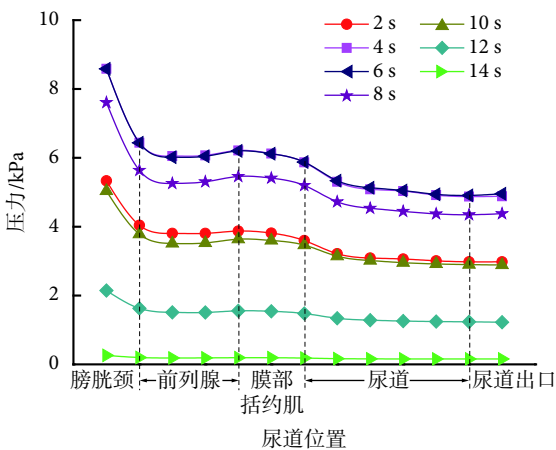


图7 排尿期尿道压力分布曲线

Fig.7 Urethral pressure distribution curve during voiding

对仿真结果进行分析发现,尿道膜部括约肌和尿道出口之间最大变形可达 0.33 mm,而位于膀胱出口和尿道膜部括约肌之间的尿道变形量均小于 0.03 mm,推测是由于这一区域的尿道被前列腺环

绕,受到约束较大。从尿流速率云图与尿道壁面切应力云图可看出尿道膜部括约肌处尿流速率从 0.1 m/s 急剧上升到 4.33 m/s,并且切应力也达到最大值。流体力学中粘性力即切应力的特性可以解释这一现象:尿道中流体运动速率上升,流体之间的相互作用增强,继而引发这一区域切应力增大。

当以尿道位置为自变量,对人体正中矢状面提取出的尿道前后端米塞斯应力数值进行分析发现,膀胱颈与尿道膜部括约肌两处所受应力较大,并存在较大的应力差,即这两处在排尿过程中承受较大的负荷,括约肌有发生肌肉松弛的风险。当以排尿时间为自变量分析时,发现尿道米塞斯应力曲线的峰值与膀胱压力曲线的峰值在时间上有 1 s 左右的尿流延迟,与临床研究中的相关结论相符^[18]。

4 结论

本文基于男性盆腔组织火棉胶切片图像构建出正常男性下尿路有限元模型,并进行了双向流固

耦合仿真计算。对仿真结果进行分析后发现尿道局部应力出现急剧上升,阐释了中老年人群易发生下尿路括约肌松弛的原因。在时间域上对米塞斯应力进行分析时,又发现米塞斯应力曲线的峰值与膀胱压力曲线的峰值存在时间上的延迟,与临床结论相符。下尿路模型参数与临床数据相吻合,模型还原度良好。本文探索出一种新的人体下尿路有限元模型建模方法,并奠定了对进一步开展下尿路相关梗阻模型的膀胱压、尿流率等尿动力学参数的响应机理研究基础,可为非侵入式尿动力学检测技术的研发提供理论依据。

参考文献

- 1 Padmanabhan P, Nitti V W. Primary bladder neck obstruction in men, women, and children. *Curr Urol Rep*, 2007, 8(5): 379-384.
- 2 Alan J W, Kavoussi L R, Andrew C N. 坎贝尔-沃尔什泌尿外科学. 北京: 北京大学医学出版社, 2009: 1-2156.
- 3 Cookson M M. Prostate cancer: screening and early detection. *Cancer Control*, 2001, 8(2): 133-140.
- 4 Kren J, Horák M, Zát'ura F, *et al*. Mathematical model of the male urinary tract. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, 2001, 145(2): 91-96.
- 5 Zheng Junming, Pan Jiangang, Qin Yi, *et al*. Role for intravesical prostatic protrusion in lower urinary tract symptom: a fluid structural interaction analysis study. *BMC Urol*, 2015, 15(1): 86.
- 6 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. *同济大学学报: 医学版*, 2017, (3): 76-80.
- 7 Zhai Lidong, Liu Jin, Li Yunsheng, *et al*. The male rectourethralis and deep transverse perineal muscles and their relationship to adjacent structures examined with successive slices of celloidin-embedded pelvic viscera. *Eur Urol*, 2011, 59(3): 415-421.
- 8 Boubaker M B, Haboussi M, Ganghoffer J F, *et al*. Predictive model of the prostate motion in the context of radiotherapy: a biomechanical approach relying on urodynamic data and mechanical testing. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 49(6): 30-42.
- 9 Samavati N, Mcgrath D M, Jewett M A, *et al*. Effect of material property heterogeneity on biomechanical modeling of prostate under deformation. *Phys Med Biol*, 2015, 60(1): 195-209.
- 10 Boubaker M B, Haboussi M, Ganghoffer J F, *et al*. Finite element simulation of interactions between pelvic organs: predictive model of the prostate motion in the context of radiotherapy. *J Biomech*, 2009, 42(12): 1862-1868.
- 11 Bréaud J, Montoro J, Lecompte J F, *et al*. Posterior urethral injuries associated with motorcycle accidents and pelvic trauma in adolescents: analysis of urethral lesions occurring prior to a bony fracture using a computerized finite-element model. *J Pediatr Urol*, 2013, 9(1): 62-70.
- 12 Wang Yi, Cheng Jiezh, Ni Dong, *et al*. Towards personalized statistical deformable model and hybrid point matching for robust MR-TRUS registration. *IEEE Trans Med Imaging*, 2016, 35(2): 589-604.
- 13 Aenis M, Stancampiano A P, Wakhloo A K, *et al*. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model. *J Biomech Eng*, 1997, 119(2): 206-212.
- 14 赵元, 叶福丽. 医学物理学. 北京: 科学出版社, 2017: 1-308.
- 15 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. *计算机应用研究*, 2016, 33(2): 620-623.
- 16 Korkmaz I, Rogg B. A simple fluid-mechanical model for the prediction of the stress-strain relation of the male urinary bladder. *J Biomech*, 2007, 40(3): 663-668.
- 17 金锡御, 宋波. 临床尿动力学. 北京: 人民卫生出版社, 2002: 1-392.
- 18 艾布拉姆斯. 尿动力学. 北京: 人民卫生出版社, 1999: 1-508.

收稿日期: 2017-08-05 修回日期: 2018-04-15

本文编辑: 陈咏竹