

基于流固耦合模型的 SUI 患者尿液动力学研究

张小军, 焦贺贺, 李晓阳

(北京工业大学 先进制造技术北京市重点实验室, 北京 100124)

摘要: **目的** 针对当前压力型尿失禁(stress urinary incontinence, SUI)疾病严重影响中老年女性患者身体健康和生活质量的问题,开展女性盆底尿路系统尿液动力学的数值研究。**方法** 依据尿液-盆底组织间相互作用的耦合特征,结合计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)技术,建立 SUI 疾病的尿液动力学模型,分析软组织结构的应变、应力和变形以及尿路系统中尿液流动的压力场、速度场分布。**结果** 尿路系统弹性结构的应力、应变和位移随时间呈波浪形变化,是 SUI 疾病形成的力学要素。**结论** 开展基于流固耦合模型的尿动力学研究不仅必要,而且可行,能为临床 SUI 疾病的手术治疗提供理论基础及技术分析手段。

关键词: 压力性尿失禁; 流固耦合; 尿动力学; 尿路系统

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.525

Urodynamics study of SUI patients based on the fluid-structure interaction model

ZHANG Xiao-jun, JIAO He-he, LI Xiao-yang (*Beijing Key Laboratory of Advanced Manufacturing Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*)

Abstract: **Objective** Aiming at solving the problem of the middle-aged and old women suffering from stress urinary incontinence (SUI), which can seriously affect their physical and mental health, the numerical study on urodynamics in pelvic floor of the female urinary system is conducted. **Methods** According to the characteristics of interaction coupled between urine and pelvic organizations, the SUI urine dynamics model was established based on computational fluid dynamics. Thus, the stress, strain and displacement of the urine system, and the pressure or velocity distributions in the urine flow, were analyzed. **Results** The stress, strain and displacement of elastic structure in the urinary system fluctuated with time, which played the important role in the mechanical mechanism of SUI. **Conclusions** It is not only necessary but also available to apply the fluid-structure interaction model to study the urinary system of SUI, and the urodynamic simulations can provide the theoretical foundation and technological method for the prediction and assessment of SUI diseases in clinic.

Key words: Stress urinary incontinence (SUI); Fluid-solid interaction; Urodynamics; Urinary system

近年来,作为妇科泌尿学交叉领域常见疾病之一,女性盆底功能障碍性疾病直接危害妇女的生活质量和身心健康。随着人口老龄化问题的日益突出,患盆底功能障碍性疾病的女性在不断增加。女性盆底功能障碍性疾病(pelvic floor dysfunction,

PFD)包括压力型尿失禁(stress urinary incontinence, SUI)和盆底脏器脱垂(pelvic organ prolapse, POP)^[1]。流行病学调查显示,SUI是中老年女性常见病,发病率为20%~30%,并呈上升趋势,严重影响女性的身体健康和生活质量^[2]。

收稿日期:2015-12-29; 修回日期:2016-02-19

基金项目:北京工业大学基础研究基金项目(16018),首都医学发展科研基金项目(2007SF071)。

通信作者:张小军,副教授,Tel:(010)67396362;E-mail:xjzhang@bjut.edu.cn。

Enhorning 等^[3]从压力差的角度解释了尿失禁的发生,如同自然界水往低处流是因为存在压差,液体流动规律是从高压处向低压处流动,各种尿失禁的共同特征都是膀胱压力大于尿道压力所致。该压力传导理论认为,正常控尿的妇女尿道始终位于正常腹腔压力带内。而盆底组织支持不足时,膀胱颈及近端尿道出现过度活动的症状,使得膀胱颈和近端尿道低于盆底^[4]。当腹压增加时,压力只传到膀胱,使其压力迅速增加,而尿道压力没有相应增加,故膀胱压力大于尿道压力,发生尿失禁^[5]。随后,尿失禁的发病机制研究转向盆底肌肉、筋膜和脏器协调作用方面,其中代表性工作是 Petros 等^[6]提出的盆底整体理论(pelvic integral theory, PIT),认为盆底所有相关肌肉和器官整体协同参与尿路系统的启闭控制。近年来,通过数值模拟方法解决临床生物力学问题成为主要有效手段,并在呼吸动力学^[7]、血流动力学^[8]及骨生物力学^[9]等方面都有成功算例。然而,现有尿液流体动力学模拟方法仅限于二维的刚性模型,未能考虑盆底结构的复杂性,特别是尿液-软组织间的相互作用^[10]。

本文采用计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)方法,针对 SUI 疾病,建立尿路系统尿液-软组织间的耦合动力学模型,通过分析软组织结构的应变、应力和变形以及尿路系统中尿液流动的压力场、速度场分布,阐释尿路系统启闭过程的力学机制,为临床 SUI 疾病的手术治疗提供理论基础及技术分析手段。

1 SUI 尿路系统结构模型

参考女性盆底尿路系统的生理结构^[11],构造简化的尿路系统结构模型(见图1)。膀胱通过膀胱颈与尿道相连,尿道包括括约肌(或骨盆壁肌肉)和尿道(适当延长,以此消除出口边界复杂生理结构的影响)两部分。膀胱半径 30 mm,轴长 110 mm,其对应的容积为 204.02 mL。尿道直径 10 mm,截面积 20 mm²,长 107 mm;其中,膀胱颈长 15 mm、括约肌尿道长 32 mm、末端尿道长 60 mm。进口尿道直径 4 mm、长 20 mm。尿液由进口流入,经过膀胱、膀胱颈、括约肌后,由尿道出口排出。

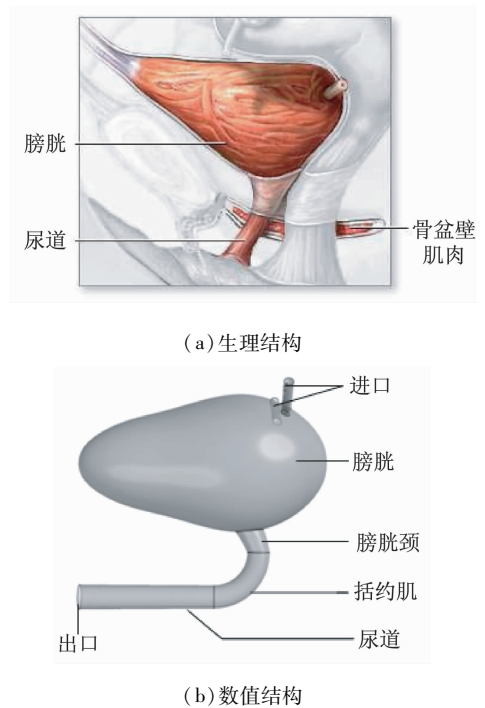


图1 尿路系统的三维模型

Fig. 1 3D model of the urinary system (a) Physiological structure, (b) Numerical structure

2 尿液-组织间耦合作用的尿液动力学模型

2.1 尿液流动

针对 SUI 患者盆底组织结构特点,考虑到尿液的黏性、不可压缩特性,按照连续介质理论,依据质量守恒及动量守恒定律,得到盆底尿液三维流动问题的动力学方程组。

连续方程:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \nabla \cdot V = 0 \quad (1)$$

动量方程:

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho(u - u_g)V) = & -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho f_x \\ \frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho(v - v_g)V) = & -\frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \rho f_y \\ \frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho(w - w_g)V) = & -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + \rho f_z \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中: ρ 为流体密度; $V(u, v, w)$ 为流体速度; p 为流体各向同性压强; f 为体积力; τ 为流体黏性有关的剪应力; u_g, v_g, w_g 为软组织对应离散网格的形变速度。

2.2 盆底软组织变形

盆底软组织固体模型控制方程为:

$$\nabla \cdot T = \rho_s a_a \quad (3)$$

式中: T 为膀胱壁应力张量; ρ_s 为膀胱壁密度; a_a 为膀胱壁加速度。

2.3 流固耦合交界面

对于尿液-软组织间的耦合作用过程,流固交界面的处理最为重要。依据连续性理论,所有物理量在交界面上应保持一致,应力、位移、速度等应满足条件:

$$T_s \cdot n_s = T_f \cdot n_f \quad (4)$$

$$d_s = d_f \quad (5)$$

$$u_s = u_f \quad (6)$$

式中: d 为相关位移; n 为膀胱壁法向量; s, f 分别表示固体和流体。

2.4 数值处理

在开展后续数值分析过程中,尿路系统模型入口设为速度入口, $v_{inlet} = 0.15 \text{ m/s}$; 出口设为压力出口, $p_{outlet} = 0 \text{ Pa}$ 。其余设为固壁边界,同时满足无滑移条件。特别地,内壁面定义为流固交界面,并固定进出口,即设其位移为 0。盆底软组织结构部分选用四面体网格进行离散,而流体区域采用六面体网格离散。最终固体区域 52 603 节点、212 999 个单元,而流体区域 159 189 节点、401 893 个单元。

尿液流动可视为牛顿、不可压缩层流。设定弹性组织的弹性模量、泊松比、密度分别为 0.81 MPa、0.46、1 050 kg/m³,尿液的密度、黏度分别为 1 050 kg/m³、1.0 mPa · s^[12]。本文主要针对排尿过程的开启阶段,模型设置为瞬态,仿真时间取为 1 s,时间步长为 10 ms。初始条件设速度和压力都为 0。所有数值计算内容均在 ANSYS 12.0 平台下完成。

尿液流动可视为牛顿、不可压缩层流。设定弹性组织的弹性模量、泊松比、密度分别为 0.81 MPa、0.46、1 050 kg/m³,尿液的密度、黏度分别为 1 050 kg/m³、1.0 mPa · s^[12]。本文主要针对排尿过程的开启阶段,模型设置为瞬态,仿真时间取为 1 s,时间步长为 10 ms。初始条件设速度和压力都为 0。所有数值计算内容均在 ANSYS 12.0 平台下完成。

3 数值结果与分析

3.1 软组织的应力与变形

在流固耦合作用过程中,流体压力使壁面产生变形,而壁面的变形又反过来影响尿液的流动。图 2 所示为采用流固耦合模型对尿路系统进行模拟仿真的结果。从尿路软组织的应力、应变和位移变化可知,尿液压力使得软组织发生弹性变形。

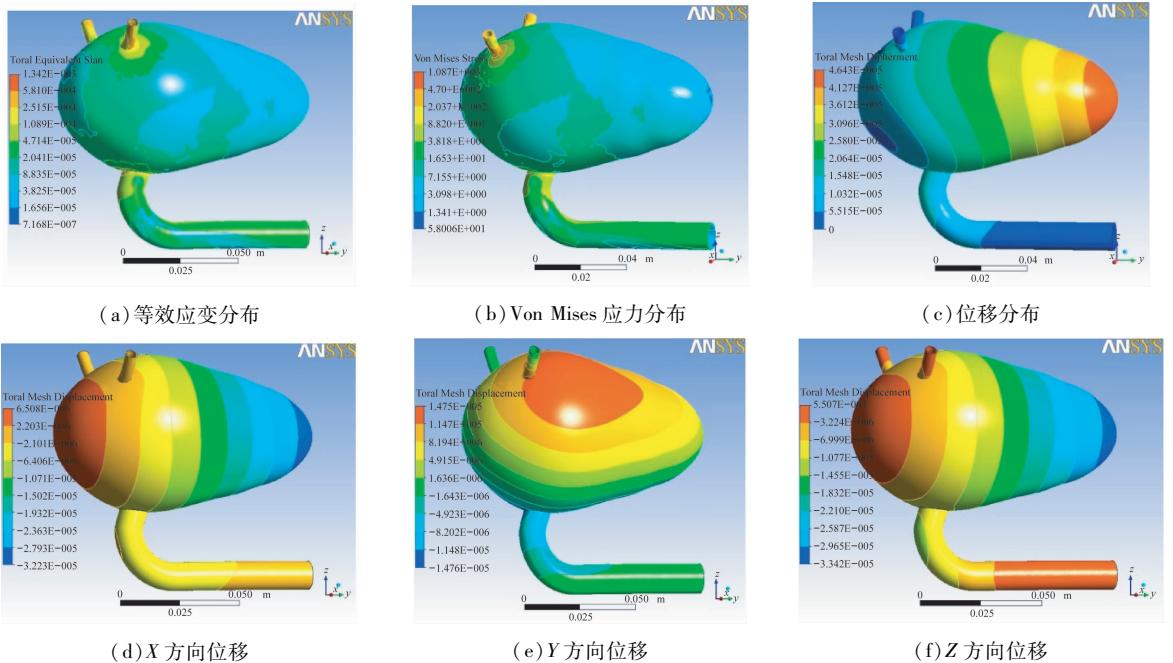


图 2 尿路系统软组织结构外壁面力学特征

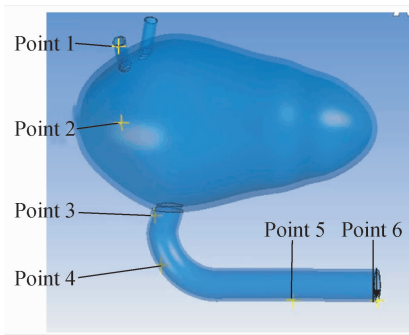
Fig. 2 Mechanical properties in outer soft wall of the urinary system (a) Equivalent strain distribution, (b) Von Mises stress distribution, (c) Displacement distribution, (d) Displacement in X direction, (e) Displacement in Y direction, (f) Displacement in Z direction

固体外壁面等效应变在入口处最大,在膀胱尖处最小[见图2(a)]。固体外壁面在入口处的应力最大,而在膀胱尖处的应力最小[见图2(b)]。此外,膀胱尖处的固体外壁面总位移变化最大,其他部位的总位移从膀胱尖处依次减小[见图2(c)]。固体外壁面 X 方向的位移在膀胱尖处最小,从膀胱尖处到其他部位,呈辐射状逐渐增大[见图2(d)]。固体外壁面 Y 方向的位移在膀胱侧上方最大,往其他部位逐渐减小[见图2(e)]。固体外壁面 Z 方向的位移在膀胱尖处最小,从膀胱尖到其他部位,呈辐射状逐渐增大,并且从膀胱颈处到括约肌、尿道 Z 方向的位移也逐渐增大[见图2(f)]。此外,参照尿路系统模型外壁面的数值计算结果(考虑到相似

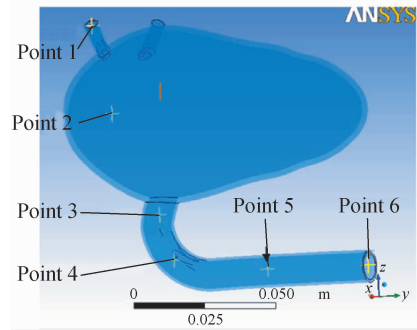
性,限于篇幅,本文未给出)发现,等效应变、Von Mises应力及位移等在内、外壁面分布呈现很好的一致性。尽管本文考虑了软组织固体的变形,但固体在弹性形变过程中,必须保持连续性、整体性特征。如果尿路系统软组织结构内外表面应力与变形不一致,则会导致结构表面出现裂纹、甚至破碎。因此,从某种程度说,本文提出的流固耦合尿液动力学模型能较好地考虑软组织结构的变形。

3.2 软组织力学特性的时空分布

在了解尿路系统软组织结构应力与变形整体特征的基础上,针对特征部位(见图3),分析不同部位的等效应变、Von Mises应力和位移随时间变化情况。



(a) 软组织区域



(b) 尿液流动区域

图3 取样点的位置分布

Fig. 3 Location distributions of sampling points (a) In the urinary system, (b) In the urine flow area

图4所示为尿路模型各取样点力学特性的时空变化特点。入口处、膀胱颈部位的等效应变变化比较大,其他部位的变化比较小,其中尿道部位等效应变变化最小。从整体趋势来看,各部分的等效应变呈脉冲趋势,在0.2 s时,除了膀胱,其他部分的等效应变都达到最大,之后又迅速降低,到0.3 s时又开始上升,到0.4 s时达到峰值,并开始下降,到0.6 s时又开始上升,0.7 s时下降。整个过程中,等效应变不是一直保持不变,而是随着内部能量转化而不断发生变化[见图4(a)]。

入口处、膀胱颈部位的等效应力比较大,其他部位的应力变化比较小。从整体趋势来看,各部分的应力呈周期性脉冲趋势,在0.2 s时,除了膀胱其他部分的应力都达到最大,而之后迅速降低,到0.3 s时又开始上升,到0.4 s时达到峰值,并开始下降,

到0.6 s时又开始上升,0.7 s时下降。整个过程中,应力不是一直保持不变,而是随着内部能量转化,也不断地发生变化。固体场不同部位 Von Mises 应力随时间变化的趋势与等效应变变化的趋势一致[见图4(b)]。

膀胱颈部位的位移最大,其次是括约肌部分、膀胱部分和尿道部分,入口和出口处的网格变化为0。从整体趋势来看,各部分的位移变化呈周期性波浪趋势,在0.2 s时,膀胱、膀胱颈、括约肌和尿道部位的位移都达到最大,而之后迅速降低,到0.3 s时又开始上升,到0.4 s时达到峰值,并开始下降,到0.6 s时又开始上升,0.7 s时下降。整个过程中,位移变化不是一直保持不变,而是随着内部能量转化不断发生变化[见图4(c)]。

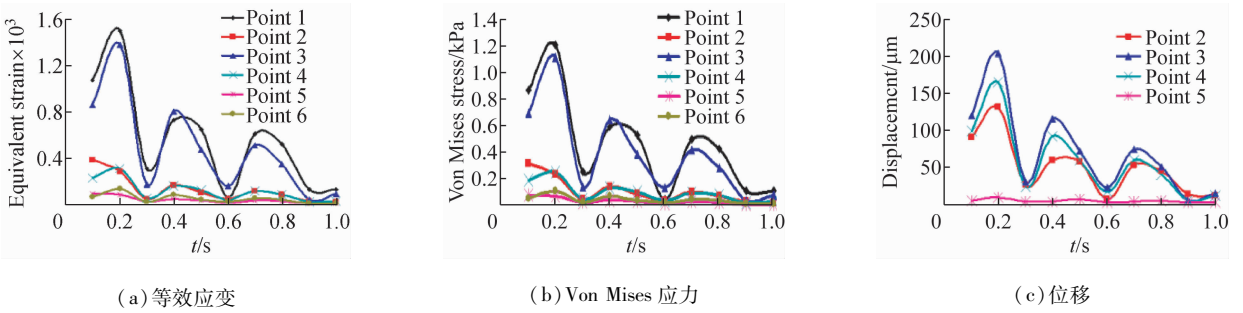


图4 尿路模型取样点力学特性随时间变化曲线

Fig.4 Variation of mechanical properties at sampling points in the urinary model with time (a) Equivalent strain, (b) Von Mises stress, (c) Displacement

3.3 尿液流场

图5所示为尿液流动过程中的速度及流线云图,可以看到尿路形变情况下的尿液流动。尿液流动速度在入口处最大,而且比较均匀,进入膀胱后由于流体面积增大,速度逐渐减小。而到膀胱颈部分,

速度增大,在括约肌和末端尿道部分,中心线的速度比较均匀。同时,入口处的压力比较大,其他部位流体壁面的压力整体上分布比较均匀。壁面剪切力在入口处最大,在膀胱颈、括约肌和尿道部分也比较大,其他部位则比较小。

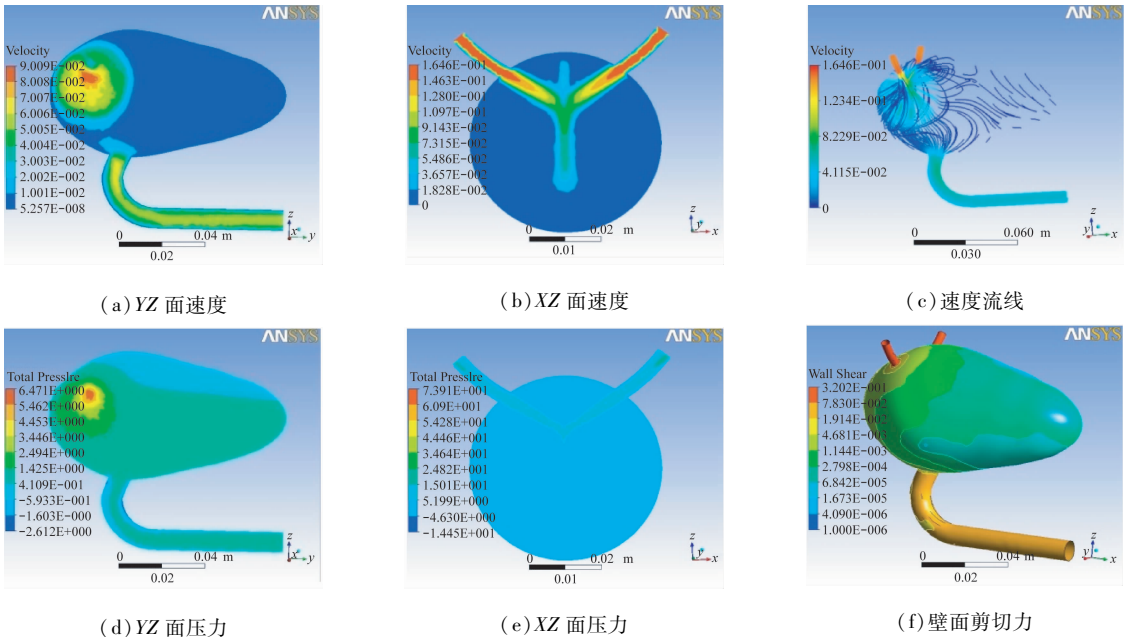


图5 尿液流场特征

Fig.5 Properties of urine flow in the urinary model (a) Velocity contour in YZ plane, (b) Velocity contour in XZ plane, (c) Velocity streamline, (d) Pressure in YZ plane, (e) Pressure in XZ plane, (f) Wall shear stress

3.4 尿液流场力学特性的时空分布

类似地,针对某些特征部位,考察尿液流场时空变化特点。图6所示为尿路系统尿液流场不同部位速度和压力随时间的变化情况。

尿路系统中除膀胱以外其他各部位的速度都随

着时间的推移先迅速加速,后在0.2s时开始趋于平稳,而膀胱部位是缓慢加速之后在0.4s时才趋于平稳。平稳后的速度,在入口处最大,其次是膀胱、括约肌和膀胱颈、末端尿道,出口处速度最小[见图6(a)]。

各部位压力在 0.1 s 时达到最大,在 0.4 s 处最小,0.6 s 之后逐渐趋于平稳,整个过程呈波浪状。从压力变化的整个过程来看,入口的压力最大,其次是膀胱、膀胱颈和括约肌,末端尿道处的压力最小。因此,尿液流动过程中,尿路系统中存在压力差,并且随着时间在不断变化。由于固体在流体动载荷作用下产生变形或运动,而固体的变形或运动又反过来影响到流体,两相介质之间相互作用。而且,通过流固耦合的变化曲线可以很直观看出,流固耦合模拟尿液流动过程中,固体部分的应变、应力和位移随着时间呈波浪状变化,而流体部分的压力也随时间呈波浪状变化,两者呈现很好的一致性[见图 6(b)]。

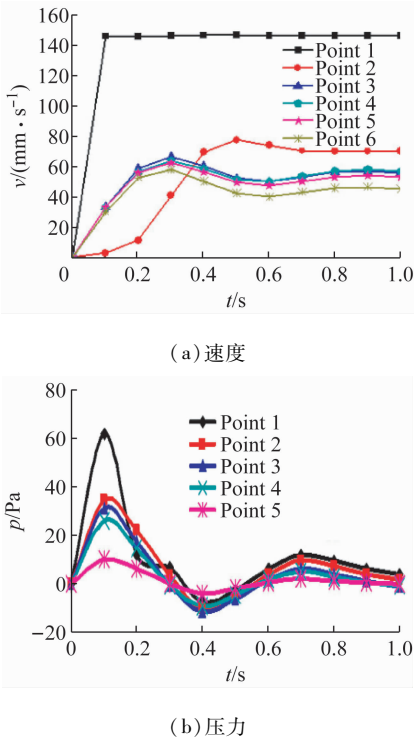


图6 尿液流场取样点力学量随时间变化曲线

Fig. 6 Variation of mechanical properties with time in sampling points (a) Velocity, (b) Pressure

4 讨论

临床解剖学认为,膀胱颈部正常的解剖位置对于控尿起着重要的作用,在膀胱颈位置下降时容易导致尿失禁^[13]。进一步的生物力学分析发现,当括约肌力学性能变差时,尿道近端下降、腹压增高时压力不能均等地传导到膀胱和尿道近端,而是更多地

传导到膀胱,使膀胱内压力超出尿道闭合压力,最终形成压力性尿失禁^[14-15]。本文给出的基于流固耦合模型的尿液动力学数值分析方法,能有效提供尿路系统模型的应力、变形及尿液流场分布,且软组织变形场和尿液流场结果的一致性从一定角度验证了数值模型的可靠性。

正常情况下,在括约肌作用下膀胱颈与尿道间的夹角为 $90^\circ \sim 100^\circ$,而压力性尿失禁患者由于盆底组织松弛,使得膀胱底部向下、向后移位,尿道膀胱间夹角逐渐消失,最终导致控尿能力降低^[13]。这种改变犹如排尿动作的初期阶段,一旦外部腹压增加,即发生尿失禁。通过本文流固耦合模型的仿真分析,可以清楚地观察到膀胱颈部、尿道的位移变化以及对尿液流场的变化,从而表明本文所建尿液动力学数值模型的有效性。

控尿机制良好者其近侧尿道压力等于或高于膀胱内压力,在腹压增加时,由于腹压平均传递到膀胱及 2/3 近侧尿道,使尿道压力仍保持与膀胱内压相等或较高,故不发生尿失禁。相反,压力性尿失禁病人由于盆底松弛而致 2/3 近侧尿道移位于腹腔之外,在静止时尿道压力减低却仍高于膀胱内压,但腹内压增加时,压力只能传向膀胱而不能传递给尿道,使尿道阻力不足以对抗膀胱压力,遂引起尿液外溢^[16]。通过对尿路系统进行流固耦合计算,得到尿液流场的压力、应力和速度场分布云图,并分析流场不同位置压力随时间变化情况。在排尿过程中,流体压力使壁面产生变形,特别是膀胱颈的移动使得膀胱与尿道间夹角的变化,进而影响尿液的流动状态,乃至尿道的启闭。同时,从压力传输方面考虑,尿道启闭是尿道压力和腹压(外部环境压力)综合作用下的结果^[6]。基于流固耦合的尿液动力学模型,尿路系统弹性结构的应力、应变和位移随时间呈波浪形变化。如图 6(b) 所示,尿液流场主要特征点压力分布随时间呈波浪形变化,而且膀胱压力(特征点 2)并非始终高于尿道压力(特征点 5)。在尿路系统所处腹压环境一定的条件下,人体尿路系统开启(膀胱压力高于尿道压力时)或闭合(膀胱压力低于尿道压力时)从尿液动力学角度来说成为可能,为 SUI 患者的临床诊治提供了理论基础。目前,临床治疗 SUI 所用各种吊带术正是通过改变盆底尿路系统结构,进而改善或提高患者控尿能力^[17-18]。

5 结语

本文采用 CFD 技术,提出 SUI 患者尿路系统尿液-软组织间相互作用的耦合动力学模型及其数值方法,通过分析软组织结构的应变、应力和变形以及尿路系统中尿液流动的压力场、速度场分布,从膀胱颈位移、尿道压力等因素阐释 SUI 疾病的力学机制,为临床 SUI 疾病的手术治疗提供理论基础及技术分析手段。后续研究应结合临床患者 CT/MRI 数据,并考虑盆底组织所处腹压环境因素,使尿液动力学数值研究更具实际临床应用价值。

参考文献:

- [1] BARBER MD, MAHER C. Epidemiology and outcome assessment of pelvic organ prolapse [J]. *Int Urogynecol J*, 2013, 24(11): 1783-1790.
- [2] REYNOLDS WS, DMOCHOWSKI PR, PENSON DF. Epidemiology of stress urinary incontinence in women [J]. *Curr Urol Rep*, 2011, 12(5): 370-376.
- [3] ENHORNING GE. Concept of urinary continence [J]. *Urol Int*, 1976, 31(1-2): 3-5.
- [4] CHEN B, WEN Y, ZHANG Z, et al. Microarray analysis of differentially expressed genes in vaginal tissues from women with stress urinary incontinence compared with asymptomatic women [J]. *Hum Reprod*, 2006, 21(1): 22-29.
- [5] KUSHNER L, MATHRUBUTHAM M, BURNEY T, et al. Excretion of collagen derived peptides is increased in women with stress urinary incontinence [J]. *Neurourol Urodynam*, 2004, 23(3): 198-203.
- [6] PETROS PEP, ULMSTEN UI. An integral theory of female urinary incontinence [J]. *Acta Obstet Gyn Scan*, 1990, 69(S153): 7-31.
- [7] 沈双,于申,孙秀珍,等. 上气道及部分支气管生物力学模型的数值研究[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(4): 436-440. SHEN S, YU S, SUN XZ, et al. Numerical study on biomechanical model of the upper airway and part of bronchus [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(4): 436-440.
- [8] 殷文聪,乔爱科. 个性化主动脉夹层及其搭桥术的流固耦合数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(5): 411-417. YIN WC, QIAO AK. FSI simulation of patient-specific aortic dissection and its bypass grafting [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 411-417.
- [9] 张岩,范鑫斌,梁旭,等. 不同载荷下 3 种固定方式治疗胫骨平台后外侧骨折的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(1): 62-67. ZHANG Y, FAN XB, LIANG X, et al. Finite element analysis on three internal fixations for posterolateral tibial plateau fracture under different loads [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(1): 62-67.
- [10] PEL JJM, VAN MASTRIGT R. Development of a CFD urethral model to study flow-generated vortices under different conditions of prostatic obstruction [J]. *Physiol Meas*, 2007, 28(1): 13-23.
- [11] JANDA Š, VAN DER HELM FC, DE BLOK SB. Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes [J]. *J Biomech*, 2003, 36(6): 749-757.
- [12] 冯元桢. *生物力学*[M]. 北京: 科学出版社, 1983.
- [13] SAYED RF, FIELDING JR, MASHED S, et al. Preoperative and postoperative magnetic resonance imaging of female pelvic floor dysfunction: Correlation with clinical findings [J]. *J Women Health*, 2005, 7(4): 163-171.
- [14] CHEN Y, DESAUTEL M, ANDERSON A, et al. Collagen synthesis is not altered in women with stress urinary incontinence [J]. *Neurourol Urodyn*, 2004, 23(4): 367-373.
- [15] CHEN B, WEN Y, LI H, et al. Collagen metabolism and turnover in women with stress urinary incontinence and pelvic prolapse [J]. *Int Urogynecol J*, 2002, 13(2): 80-87.
- [16] DELANCEY JO. Structural support of the urethra as it relates to stress urinary incontinence: the hammock hypothesis [J]. *Am J Obstet Gynecol*, 1994, 170(6): 1713-1723.
- [17] 万虹,陈德新,庄琳. 改良非网片经阴道尿道中段悬吊术联合盆底手术治疗 POP 和 SUI 的疗效评价 [J]. *四川医学*, 2015, 36(11): 1555-1558.
- [18] 韦巍,谢克基,张少林,等. Ajust 单切口微吊带术对比 TVT-O/TOT 治疗女性压力性尿失禁近期效果的 Meta 分析 [J]. *临床泌尿外科杂志*, 2015, 30(10): 927-933.