

DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20180479

内外括约肌主动力作用下尿道压力的研究

张建国^{1,2}, 黎朋^{1,2}, 王芳^{1,2}, 翟丽东³, 周劲松^{1,2}, 曹子君^{1,2}

(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: 男性下尿路的控尿功能由内外括约肌实现, 为了研究内外括约肌主动力作用下尿道压力分布, 建立一种包含肌肉主动力的下尿路生物力学仿真模型. 下尿路几何模型由中年男性人体火棉胶切片图像重建; 肌肉模型由被动非线性黏弹性实体单元和 Hill 主动单元共节点耦合. 对内外括约肌模型在主动动力作用下进行主动收缩的生物力学仿真计算. 结果表明: 仿真得到最大尿道压力在临床测量的值域内, 该模型可以用在下尿路流固耦合分析中, 为研究尿失禁成因提供理论依据.

关键词: 下尿路; 括约肌; 肌肉主动力; 非线性黏弹性; 尿道压力

中图分类号: R695; R318

文献标志码: A

文章编号: 1672-6510(2020)01-0072-04

Pressure of Muscle Force Activation of Internal and External Sphincters on Urethra

ZHANG Jianguo^{1,2}, LI Peng^{1,2}, WANG Fang^{1,2}, ZHAI Lidong³, ZHOU Jingsong^{1,2}, CAO Zijun^{1,2}

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, 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, China;

3. School of Basic Medicine, Medical University of Tianjin, Tianjin 300070, China)

Abstract: The urinary control function of the male lower urinary tract is realized by the internal and external sphincters. In order to study the pressure distribution of the lower urinary tract under the action of the internal and external sphincters, a biomechanical simulation model of the lower urinary tract including the active muscle force was established. The geometric model of the lower urinary tract was reconstructed with the section images of colloidal tissue of middle-aged men. The muscle model was coupled with passive nonlinear viscoelastic solid element and Hill active element. The internal and external sphincter models were simulated under the active muscle contraction. The results show that the maximum urethral pressure obtained in simulation is within the range of clinical measurement. This model can be used in the fluid-solid coupling analysis of the lower urinary tract and thus provide some theoretical basis for the study of the causes of urinary incontinence.

Key words: lower urinary tract; sphincter; muscle activation; nonlinear viscoelasticity; urethral pressure

男性下尿路尿失禁在中老年阶段发病率极高, 该症状由括约肌损伤或神经功能障碍引起^[1]. 尿失禁不但令患者身体感到不适, 而且容易引起压疮等并发症. 正常控尿需要内括约肌和外括约肌共同协调完成, 无法由任何一方单独实现.

在解剖学中虽然没有环状结构的内括约肌^[2], 但

是膀胱颈、前列腺尿道及尿道旁边的平滑肌组织在功能上起到内括约肌的作用, 因此文中尿道内括约肌是上述组织结构的总称. 外括约肌也称膜部括约肌, 位于尿生殖膈之中, 呈环形包绕膜部尿道, 负责实现中断排尿. 临床上尿道压力测量是指在不同阶段及不同条件下, 应用不同方法, 对不同部位的尿道内压力

收稿日期: 2018-12-07; 修回日期: 2019-06-06

作者简介: 张建国 (1955—), 男, 天津人, 教授; 通信作者: 王芳, 副教授, fwang@tust.edu.cn

进行测量并记录^[3]. 本文研究的是内外括约肌主动收缩下尿道压力分布.

下尿路模型研究经历了从抽象的二维模型到球状模型再到如今借助计算机断层扫描(CT)和磁共振成像(MRI)等建立几何模型的演变. 膀胱下尿路材料从刚体材料到弹性材料再到非线性黏弹性材料. Bryndorf 等^[4]于 20 世纪 60 年代最先提出构造一种管壁为刚性不可变形的尿道模型, 并且将尿道简化为具有阻力的均匀细长直管来建模. Backman^[5]阐明了膀胱为漏斗形等形状的重要性, 并且应用流体力学理论计算了膀胱颈为标准漏斗形、近似球形和内凸型边缘的 3 种模型. Griffiths^[6-7]和 Sjöberg 等^[8]对人体尿道的材料特性和尿动力学相关参数进行研究, 研究表明尿道壁是弹性的. 杨晓云等^[9]与洪德时等^[10]又分别借助于患者的 CT 图像与 MRI 图像对下尿路生理形态和相关疾病的关联程度进行深入研究. 周劲松等^[11]用中年男性盆腔标本制作的火棉胶切片重建下尿路模型, 包括膀胱、内括约肌、前列腺、外括约肌和尿道, 模型完整并且精度较高.

然而, 关于下尿路内外括约肌的生物力学研究较少, 大多只考虑肌肉被动功能, 未包含肌肉主动行为. 国内研究肌肉主动力部分大多用梁单元代替, 以离散载荷的形式添加在模型中. 肌肉被动部分多使用线弹性材料或超弹性橡胶材料. 本文的肌肉主动力模型是非线性黏弹性 QLV 被动单元和 Hill 主动桁架单元共节点耦合^[12]. 内外括约肌和尿道的模型是基于火棉胶切片重建. 对创建完成后仿真模型进行生物力学计算, 通过对比内外括约肌对尿道压力的仿真结果和临床测量结果, 验证模型可用性.

1 材料与方法

1.1 有限元模型

下尿路模型由厚度 400 μm 的中年男性(40~50 岁)人体火棉胶切片图像构建, 内外括约肌是在该下尿路模型基础上进行三维重建得到的. 内括约肌位于尿道入口处呈环状包绕着尿道. 外括约肌是由膜部尿道横纹肌组成, 与尿道接触部分有一段自然狭窄. 膀胱下尿路及内外括约肌重建模型如图 1 所示. 内外括约肌和尿道模型的网格全部使用八节点六面体网格共节点创建. 内外括约肌和尿道划分共节点网格能够避免初始穿透, 并且提高计算精度. 为了方便添加主动力同时实现环状收缩, 划分网格时保证内外括约肌的六面体网格沿着尿道成环状分

布. 内外括约肌和尿道共节点网格如图 2 所示.

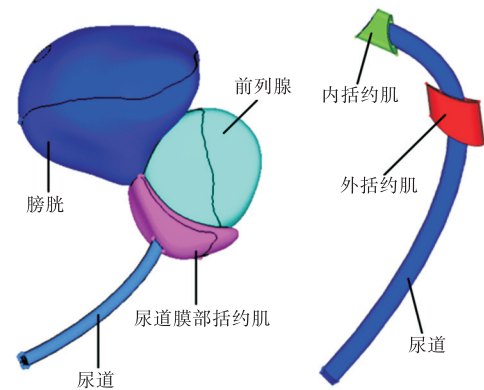


图 1 下尿路及内外括约肌重建模型

Fig. 1 Model of the lower urinary tract and internal and external sphincters

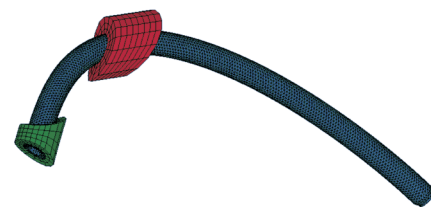


图 2 括约肌及尿道网格模型

Fig. 2 Mesh model of sphincters and urethra

1.2 材料模型

尿道用非线性黏弹性 QLV 材料; 内外括约肌肌肉模型是由被动实体单元和 Truss 单元共节点耦合. 被动实体单元用非线性黏弹性 QLV 材料, Truss 主动单元使用 Hill 材料模型.

1.2.1 非线性黏弹性 QLV 材料

考虑到肌肉具有非线性黏弹性的特性, 被动实体单元采用 QLV 材料. QLV 是一种以 Fung 模型为基础的准线性、各向同性、黏弹性材料. QLV 可以用在肌肉、皮肤、肾脏、脾脏等生物组织, 该材料模型允许较大的应变, 适用于固体和壳体单元. QLV 模型的黏弹性响应是根据应变时间对非线性的瞬时弹性响应进行积分而得, 其瞬时弹性响应 $\sigma_e(\epsilon)$ 、黏性应力的松弛函数 $G(t)$ 和黏弹性应力 σ 分别为

$$\sigma_e(\epsilon) = \sum_i^k C_i \epsilon^i \quad (1)$$

$$G(t) = \sum_{i=1}^n G_i e^{-\beta_i t} \quad (2)$$

$$\sigma = \int_0^t G(t-\tau) \frac{\partial \sigma_e}{\partial \epsilon} \frac{\partial \epsilon}{\partial \tau} \quad (3)$$

式中: C_i 为瞬时弹性响应系数; G_i 为松弛函数系数; β_i 为松弛函数的衰变常数.

QLV 模型密度 $1.06 \times 10^{-3} \text{ g/mm}^3$, 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, β_i 分别为 589.1、312.4、1、 4.5×10^{-3} . 以上本构参数参考自文献[12-13].

1.2.2 Hill 材料模型

有限元分析中最常见的模拟肌肉的方法是使用离散元素,具体地说是 Hill 肌肉单元. Hill 模型是非线性黏弹性收缩元素 CE 与线性的弹性元素 SEE 串联,再与 PE 弹性元并联^[14]. 肌肉收缩产生的应力的 大小取决于变形速度、相对肌肉长度和随时间的激活程度,可以表示为

$$\sigma_1 = \sigma_{\max} \times a(t) \times f(\epsilon) \times g(\dot{\epsilon}) \quad (4)$$

式中: σ_1 为肌肉收缩产生的应力; σ_{\max} 是肌肉的最大等长收缩应力; $a(t)$ 是激活水平随时间变化的函数,在静息状态下,收缩单元没有应力; $f(\epsilon)$ 是激活无量纲拉伸应力和应变的函数; $g(\dot{\epsilon})$ 是激活无量纲拉伸应力和应变率的函数.

肌肉收缩总力是弹性元 PE 和收缩元 CE 的合力,可以表示为

$$F = F_{PE} + F_{CE} \quad (5)$$

式中: F 是肌肉收缩总力; F_{PE} 是弹性元 PE 的收缩力; F_{CE} 是收缩元 CE 的收缩力.

归一化的速度和长度曲线如图 3 所示.

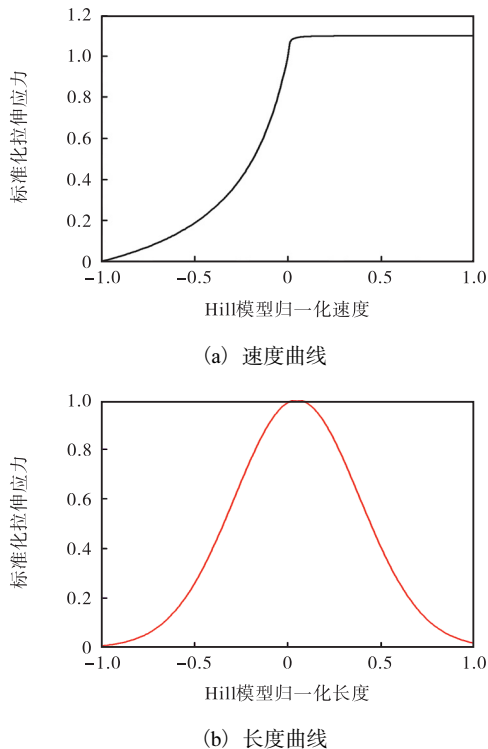


图 3 Hill 肌肉模型速度和长度曲线

Fig. 3 Velocity and length curves of Hill's muscle model

Hill 模型最优长度 (L_{opt}) 为 1.05 mm、最大收缩速度 (v_{\max}) 为 0.945 m/s、 $f(\epsilon)$ 的形状参数 (C_{sh}) 为 0.45, 以上参数参考自文献[12-13]. 肌肉最大等长收缩应力在参考文献中给出范围为 0.2 ~ 1.0 MPa^[15]. 文中内外括约肌肌肉模型最大等长收缩应力为 0.2 MPa, 主要通过该参数来完成主动力加载.

2 尿道压力仿真结果

男性尿道内括约肌和尿道外括约肌强劲有力, 有很强的尿液控制功能. 将肌肉主动力作为仿真载荷. 本文主要研究排尿结束的最后 2.5 ms. 0 ~ 1 ms 时间段内括约肌主动收缩, 阻断膀胱里的尿液进入尿道; 1 ~ 2.5 ms 时间段外括约肌开始收缩排尿终止. 内括约肌或外括约肌的松弛均会导致尿道压力减小, 并进一步引起尿失禁. 尿道在内外括约肌作用下的压力云图分布如图 4 所示, 尿道不同位置压力随时间变化的曲线如图 5 所示.

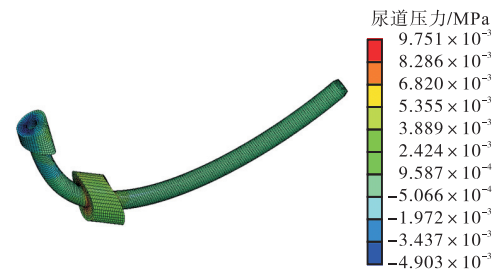


图 4 内外括约肌作用下尿道压力云图

Fig. 4 Pressure nebulae of the lower urethra under the action of internal and external sphincters

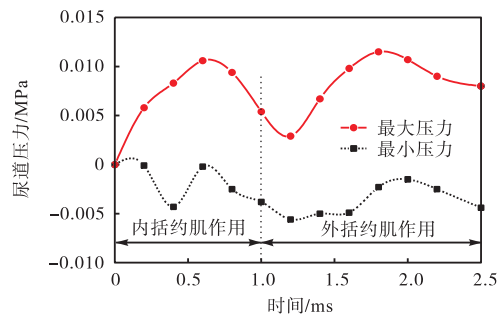


图 5 内外括约肌主动力作用下尿道压力曲线

Fig. 5 Urethral pressure curve under the active action of internal and external sphincters

由图 5 可知: 内外括约肌主动收缩开始到结束的过程对尿道压力先增大后减小; 主动力作用下内括约肌对尿道压力最大值最小值分别是 0.010 6 MPa 和 -0.004 3 MPa; 主动力作用下外括约肌在尿道自然狭

窄处对尿道压力最大值最小值分别是 0.011 5 MPa 和 -0.005 6 MPa. 内外括约肌对尿道最大压力分别出现在 0.6 ms 和 1.8 ms.

3 分析

在研究内外括约肌对尿道压力的有限元分析时,发现目前下尿路模型多是基于 CT、MRI 等技术所采集的临床图像逆向重建,模型存在结构不完整、还原度低等问题. 本文是在火棉胶切片图像建立的下尿路模型的基础上重建内外括约肌,模型完整且精度较高. 下尿路研究中各器官组织的材料多使用线弹性材料,而真实肌肉属性是非线性黏弹性的. 本文为更好模拟真实人体环境,给各组织赋予非线性黏弹性材料,同时把肌肉主动力加在下尿路生物力学研究中.

下尿路模型是根据中年男性火棉胶切片图像重建,由尿动力学可查询中年阶段正常尿道压力. 对于 25 ~ 44 岁最大尿道压力范围是 0.003 5 ~ 0.011 3 MPa; 45 ~ 64 岁最大尿道压力范围是 0.004 0 ~ 0.012 3 MPa^[16]. 仿真得到内外括约肌主动力先后作用时尿道最大压力分别是 0.010 6 MPa 和 0.011 5 MPa. 仿真得到最大尿道压力值在临床测量最大尿道压力值的范围内,仿真和实际有较好的一致性.

4 结语

本文基于男性盆腔组织火棉胶切片图像构建较高生物仿真度的下尿路有限元模型,在此基础重建内外括约肌. 肌肉模型是通过被动单元和主动单元共节点耦合,是一种简单高效的建模方式. 内外括约肌主动力作用下对模型进行生物力学仿真计算,仿真得到的内外括约肌对尿道最大压力与临床测试结果吻合. 内外括约肌主动力模型可以用在下尿路流固耦合分析膀胱压、尿流率等尿动力学的响应机理的研究中,为尿失禁成因提供理论基础.

参考文献:

- [1] 贺灵琼,解光尧. 穴位中频电刺激联合 Kegel 运动治疗脑卒中后尿失禁 30 例疗效观察[J]. 浙江中医杂志, 2015, 50(5): 381.
- [2] 金锡御,宋波. 临床尿动力学[M]. 北京:人民卫生出版社,2002: 180-182.
- [3] 周芳坚,申鹏飞. 男性后尿道横纹括约肌的控尿功能及临床意义[J]. 临床泌尿外科杂志, 2000, 15(8): 377-378.
- [4] Bryndorf J, Sandoe E. The hydrodynamics of micturition[J]. Danish Medical Bulletin, 1960, 7: 65-71.
- [5] Backman K A. Urodynamics: The hydrodynamics of micturition in normal female subjects[J]. Acta Neurologica Scandinavica, 1966, 42(S20): 79-85.
- [6] Griffiths D J. Hydrodynamics of male micturition-I: Theory of steady flow through elastic-walled tubes[J]. Medical & Biological Engineering, 1971, 9(6): 581-588.
- [7] Griffiths D J. The mechanics of the urethra and of micturition[J]. British Journal of Urology, 2010, 45(5): 497-507.
- [8] Sjöberg B, Nyman C R. Hydrodynamics of micturition in healthy females: Pressure and flow at different micturition volumes[J]. Urologia Internationalis, 1981, 36(1): 23-34.
- [9] 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(3): 76-80.
- [10] 洪德时,许宁,李晓东,等. 良性前列腺增生磁共振成像的形态学特点与下尿路症状的相关性研究[J]. 中国男科学杂志, 2017(6): 12-17.
- [11] 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(4): 592-597.
- [12] Hedenstierna S, Halldin P, Brolin K. Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2008, 11(6): 627-639.
- [13] 李凡,粟思橙,胡伟,等. 基于本构模型参数的肌肉主动力响应有限元分析[J]. 湖南大学学报:自然科学版, 2014, 41(10): 49-54.
- [14] 李晓杰,姜力,闫鸿浩,等. 变应变率下的肌肉本构方程[J]. 医用生物力学, 2007, 22(3): 273-276.
- [15] Winters J M. Hill Based Muscle Models: A System Engineering Perspective[M]. New York: Springer, 1990: 69-93.
- [16] 廖利民. 尿动力学[M]. 北京:人民军医出版社, 2012: 237-246.

责任编辑:周建军