

文章编号:1004-7220(2020)06-0732-07

基于有限元法研究顺产肛提肌损伤与盆底疾病的发生

周琳夕¹, 谷雪莲¹, 杜洪灵²

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 上海市普陀区人民医院 妇产科, 上海 200333)

摘要:目的 模拟阴道分娩及休息时骨盆韧带肌的生物力学特性,探讨阴道分娩时肛提肌损伤、盆腔器官脱垂及压力性尿失禁。**方法** 建立正常的骨盆-韧带-肌肉三维非线性有限元模型,计算不同腹压和载荷下肛提肌应力、应变分布及损伤情况;计算 I、II、III 型压力性尿失禁以及盆腔脏器脱垂的应力、应变分布及损伤情况。**结果** 腹压为 1 kPa,载荷为 3、5、8 kPa 和腹压为 1.5 kPa,载荷为 3、5、8 kPa 情况下,肛提肌最高等效应力分别为 14、29、43、86、144、230 kPa; I、II、III 型压力性尿失禁以及盆腔脏器脱垂的应力为 1.69、1.01、0.70、1.58 MPa。**结论** 阴道分娩造成肛提肌的耻骨直肠肌和耻骨尾骨肌中部受损,与盆底功能障碍肛提肌损伤部位一致。用科学方法找出盆底在阴道分娩时的精确损伤部位,为临床医生预防盆底疾病和制定产后康复训练提供参考依据。

关键词:顺产腹压; 骨盆; 韧带; 压应力; 位移; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.06.013

Injury of Levator Ani Muscles and Occurrence of Pelvic Floor Diseases during Vaginal Delivery Based on Finite Element Method

ZHOU Linxi¹, GU Xuelian¹, DU Hongling²

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Obstetrics and Gynecology, People's Hospital of Shanghai Putuo District, Shanghai 200333, China)

Abstract: Objective To simulate the biomechanical characteristics of pelvic-ligament-muscle during vaginal delivery and rest, and to explore the injury of levator ani muscles during vaginal delivery, pelvic organ prolapse and stress urinary incontinence. **Methods** The three-dimensional (3D) nonlinear finite element model of pelvis-ligament-muscle was established to calculate the stress and strain distributions and injury of levator ani muscles under different abdominal pressures and loads. The stress and strain distributions as well as damage of type I, II, III stress urinary incontinence and pelvic organ prolapse were also calculated. **Results** The highest equivalent stresses of levator ani were 14, 29, 43, 86, 144, 230 kPa, respectively, when the abdominal pressure was 1 kPa under the load of 3, 5, 8 kPa and the abdominal pressure was 1.5 kPa under the load of 3, 5, 8 kPa. The stresses of type I, II, III stress urinary incontinence and pelvic organ prolapse were 1.69, 1.01, 0.70, 1.58 MPa. **Conclusions** Vaginal delivery would result in the damage to the puborectalis and the middle of the

收稿日期:2019-10-21; 修回日期:2019-11-12

基金项目:上海市生物医学工程研究生示范实践基地(1017308011), 微创励志创新基金(YS30810147)

通信作者:谷雪莲, 硕士生导师, E-mail: guxuelian@usst.edu.cn

pubococcygeal muscle, which was consistent with the damage of the anal levator muscle with pelvic floor dysfunction. This study uses scientific method to find out the exact location of pelvic floor injury during vaginal delivery, which can provide references for clinicians to prevent pelvic floor disease and formulate post natal rehabilitation training.

Key words: spontaneous abdominal pressure; pelvis; ligament; compressive stress; displacement; biomechanics

肛提肌是支撑骨盆结构的重要部位,阴道分娩第2阶段胎头必须经过肛提肌,被强制拉伸造成肌肉萎缩和肌肉变形。肛提肌分为耻骨直肠肌、耻骨尾骨肌和髂骨尾骨肌3个部位。肛提肌损伤的程度与受损区域密切相关,耻骨尾骨肌的损伤和盆底器官脱垂相关联。阴道分娩使腹腔内压力升高,被认为是造成肛提肌损伤进而引发盆腔器官脱垂的重要诱因^[1]。目前,有关阴道分娩时肛提肌受损部位及盆底器官脱垂的研究鲜有报道,对肛提肌3个部位之间的形态差异理解较少。

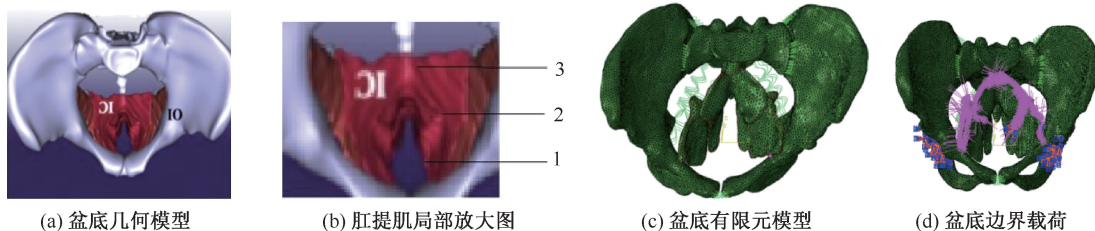
盆底功能障碍是常见的临床疾病,对患者生活产生极大的影响。随着子宫质量增大,身体中心轴发生改变,阴道分娩时产力的作用导致盆底组织张力变弱,其临床病症有盆腔器官脱垂、尿失禁、粪失禁、慢性骨盆疼痛综合症、泌尿道排空异常^[2]。目前,对盆底疾病的研究主要分为动物实验、骨盆假体实验、尸体拉伸实验、三维模型模拟实验^[3]。本文建立骨盆-韧带-肌肉复合有限元模型,基于仿真分析阴道分娩状态下肛提肌的损伤与盆底功能障碍性疾病的关联,探讨盆底疾病的病理机制,为临床医生预防盆底疾病和产后康复训练提供参考。

1 材料和方法

1.1 研究对象

盆底医学影像数据采集对象为25岁未孕的中国女性,身体质量指数(body mass index, BMI)为 21.9 kg/m^2 ,无盆底障碍性疾病及手术史。从志愿者骶骨岬处开始扫描,分别获取CT(Discovery CT750 HD, GE Medical System公司,美国)和MRI(Skyra 3.0, Siemens公司,德国)扫描数据,存储为DICOM格式。其中,CT横断面以层厚 0.5 mm 、层距 1 mm 扫描,分辨率 512×512 ,共537张;MRI沿矢状面以层厚 1.76 mm 、层距 0.2 mm 扫描,共253张。志愿者在扫描医学影像前签署知情同意书。

通过医学影像数据建立志愿者骨盆-韧带-肌肉复合有限元模型[见图1(c)],并导入ABAQUS软件进行数值模拟计算。该有限元模型包括骶骨、尾骨、骶髂关节、髂骨、耻骨联合、骶髂关节韧带、骶棘韧带、骶结节韧带、耻骨弓韧带、耻骨上韧带、闭孔内肌和肛提肌,共计96 754个节点,563 212个实体单元和80个弹簧单元。其中,骨骼几何模型通过CT图像用医学建模软件Mimics建成。软组织几何模型通过MRI图像重建出较为粗糙的模型,通过Geomagic进行模型优化,重建出精确的模型。



1-耻骨直肠肌,2-耻骨尾骨肌,3-髂骨尾骨肌

图1 骨盆-韧带-肌肉系统建模

Fig.1 Modeling of pelvis-ligament-muscle system (a) Geometric model of pelvic floor, (b) Local enlarged view of levator ani muscle, (c) Finite element model of pelvic floor, (d) Boundary load of pelvic floor

1.2 材料属性

各组织材料被认为是连续、均质、线性及各向同性的弹性材料,材料变形为小变形。由于本文仅关注肛提肌的力学分析结果,骨盆的弹性模量参照一般骨骼给定,闭孔内肌的弹性模量略大于肛提肌(均不影响肛提肌的分析效果),盆底韧带采用只有轴向平移自由度的、双节点 SPRINGA 弹簧单元划分,肌肉材料参数采用 Mooney-Rivlin 超弹性材料模型对肌肉力学性能进行模拟:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_2 - 3)$$

式中: W 为超弹性材料的应变能密度函数; I 为应变参量; C_{10} 为超弹性参数。 $C_{10} = 2.5 \text{ kPa}$, $C_{20} = 0.625 \text{ kPa}$ 。骨盆组织的参考参数见表1^[4-6]。

表1 盆底组织的材料参数^[4-6]

Tab.1 Material parameters of pelvic floor tissue^[4-6]

部位	E/MPa	μ	$K/(\text{N}\cdot\text{mm}^{-1})$	S/mm^2	N
骨盆	17 300	0.3	—	—	—
闭孔内肌	0.95	0.45	—	—	—
肛提肌	0.019(休息状态)	0.45	—	—	—
	0.241(适度张力)				
	0.947(剧烈张力)				
骶髂关节韧带	—	—	5 000	1 391	10×4
骶韧带	—	—	1 500	112	5×2
骶结节韧带	—	—	1 500	539	5×2
耻骨上韧带	—	—	500	97	5×2
耻骨弓韧带	—	—	500	156	5×2

表2 不同工况的分析模型^[10-11]

Tab.2 Analysis model for different working conditions^[10-11]

工况	临床状态	施加载荷	加载方式	加载部位
1	静息状态	不施加	不加载	
2	适度张力下顺产状态1	腹压为1 kPa, 载荷为3 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
3	适度张力下顺产状态2	腹压为1 kPa, 载荷为5 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
4	适度张力下顺产状态3	腹压为1 kPa, 载荷为8 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
5	剧烈张力下顺产状态1	腹压1.5 kPa, 载荷3 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
6	剧烈张力下顺产状态2	腹压1.5 kPa, 载荷5 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
7	剧烈张力下顺产状态3	腹压1.5 kPa, 载荷8 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
8	I型压力性尿失禁	5.880 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
9	II型压力性尿失禁	3.500 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
10	III型压力性尿失禁	2.450 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处
11	脏器脱垂	5.494 kPa	垂直加载	肛提肌与坐骨大切迹处

1.3 加载与边界条件

根据某医院的产力宫缩图可知顺产时,宫腔压力的范围为2.66~11.94 kPa(见图2),结合相关文献^[7-9],把产力确定为3、5、8 kPa,以此模拟骨盆-肌肉-韧带的顺产有限元分析。根据作用力与反作用力的等效互换原理,在肛提肌与坐骨大切迹处以压力的形式施加载荷。本文主要从生物力学角度探讨顺产时盆底功能障碍性疾病肛提肌损伤,分析盆底压力分布的生物力学参数,故将肌肉力简化为以压力形式施加。边界条件设置为髌臼外表面完全固定^[见图1(d)]。

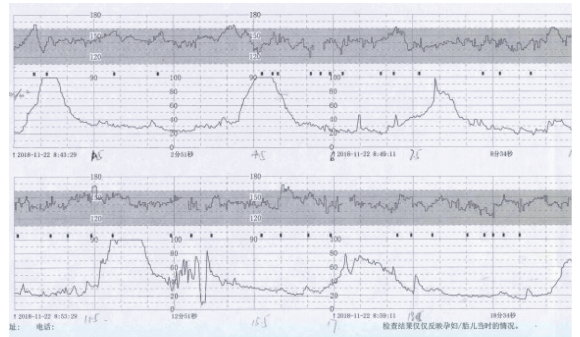


图2 产力宫缩图

Fig.2 Contractile chart of productive force

1.3.1 7种工况下肛提肌实验 有限元模型三维空间定位如下: X 轴与人体矢状面垂直,正方向指向左侧; Y 轴与人体冠状面垂直,正方向向后; Z 轴为人体纵轴,正方向指向头部。对盆底三维有限元模型施加7种不同工况的载荷(见表2),模拟阴道分娩时肛提肌在适度张力和剧烈张力下的应力变化情况。

1.3.2 顺产造成疾病的分析 参考文献[12-13], 脏器脱垂时最大逼尿肌压力为 (3.728 ± 0.177) kPa, 腹压漏尿点压力(abdominal leak point pressure, ALPP)为 (9.221 ± 3.433) kPa, 故腹压为5.494 kPa。根据文献[14], 逼尿肌压力控制在3.924 kPa以下可以避免上尿路损害, 这是近年尿动力学最重要的发现, 故设定最大逼尿肌压力为3.924 kPa。压力性尿失禁通常可分为3种类型: I型, ALPP > 9.810 kPa, 即腹压5.880 kPa为I型压力性尿失禁的临界值; II型, 腹压为(2.450~5.880) kPa; III型, ALPP < 2.450 kPa为III型压力性尿失禁的临界值。因此, 本文模拟4种病理情况: 脏器脱垂(腹压临界值为5.494 kPa)、I型压力性尿失禁临界情况(腹压为5.880 kPa)、II型压力性尿失禁临界情况(腹压中间值为3.500 kPa)、III型压力性尿失禁临界情况(腹压临界值为2.450 kPa)。其中, 肛提肌的弹性模量为0.947 MPa(即正常情况下剧烈张力时的弹性模量), 泊松比为0.45^[15]。

1.4 结果验证

通过测量肛提肌裂孔左右/前后径、面积、周长和肛提肌厚度可以间接判定肛提肌的损伤情况, 判断肛提肌损伤的重要指标是肛提肌尿道间隙和厚度。肛提肌属于骨骼肌, 对测量其厚度能反映出肌肉的健硕程度及功能状态, 肌肉变薄则提示可能出现松弛、缺损或撕脱等损伤情况^[15]。本文利用有限元模型中肛提肌的厚度来证明损伤。

1.4.1 盆底肌肉厚度测量 在所获得的肛提肌以及闭孔内肌模型上, 根据肌纤维走向在ABAQUS 2017软件中进行切割, 并测量得到肛提肌的厚度在5 cm左右。在模拟顺产状态时, 肛提肌的损伤也可由肛提肌的厚度看出。肛提肌的厚度较原始厚度越小, 肛提肌损伤更严重(见图3)。

1.4.2 模型验证 通过某医院的超声图测量肛提肌损伤, 并对比文献[16-17]中的数据, 对骨盆模型施加0.5、1、1.5、3、5、8 kPa压力得到最高等效应力(见图4)。在前4种工况下, 最高等效应力逐步上升, 在工况5、6、7状态下最高等效应力上升更明显。研究表明, 普遍在阴道分娩状态时盆底所受压力更大^[18]。模型分析结果与临床实际相符, 说明本模型具有实际应用价值。

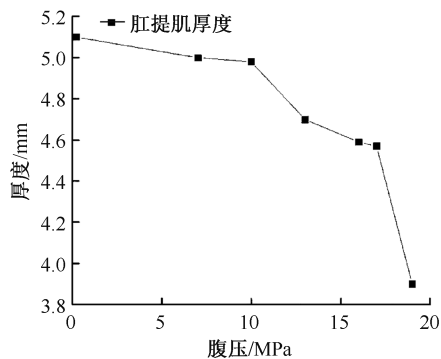


图3 不同腹压下肛提肌厚度变化

Fig.3 Thickness of levator ani muscle under different abdominal pressures

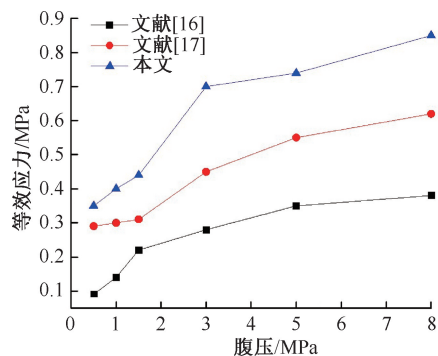


图4 不同腹压下等效应力对比

Fig.4 Comparison of equivalent stresses under different abdominal pressures

2 结果与分析

2.1 7种工况下模拟顺产和静息状态肛提肌的有限元分析

根据施加不同的载荷进行有限元仿真, 得到肛提肌在腹压和载荷不同情况下所受应力的区别(见图5)。

(1) 腹压都为1 kPa 阴道分娩状态下, 最大等效应力随着腹压的增大稍有增大。施加3、5、8 kPa 载荷时, 等效应力峰值呈现缓慢上升趋势, 分别增加107.1%、48.3%, 在载荷从3 kPa 增加到5 kPa 时, 等效应力增加最多。等效应力集中部位为肛提肌与闭孔内肌连接处, 以及肛提肌前部耻骨直肠肌部位。

(2) 腹压为1.5 kPa 阴道分娩状态下, 最大等效应力随着腹压增加而大幅增大。施加载荷越大, 等效应力峰值越高, 分别增加67.4%、59.7%。等效应力集中部位出现在肛提肌左右两侧最前端与耻

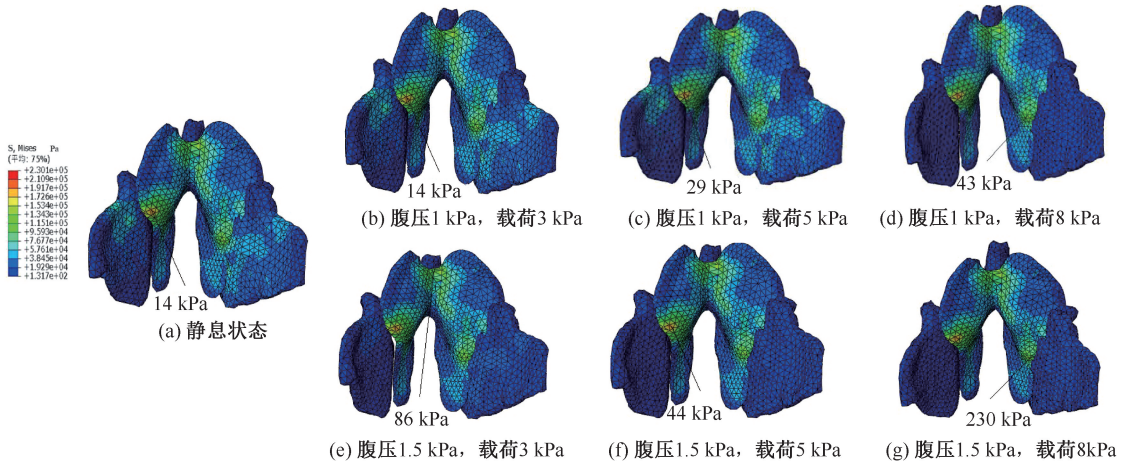


图5 不同工况下肛提肌应力分布

Fig.5 Stress distributions of levator ani muscles under different working conditions (a) Under resting state, (b) Under 1 kPa abdominal pressure and 3 kPa loading, (c) Under 1 kPa abdominal pressure and 5 kPa loading, (d) Under 1 kPa abdominal pressure and 8 kPa loading, (e) Under 1.5 kPa abdominal pressure and 3 kPa loading, (f) Under 1.5 kPa abdominal pressure and 5 kPa loading, (g) Under 1.5 kPa abdominal pressure and 8 kPa loading

骨交接处,即耻骨直肠肌和耻骨尾骨肌中部。

当腹压为 1 kPa 时,随着施加载荷变大,等效应力会大幅增加,当腹压升高至 1.5 kPa 时,随着载荷变大,等效应力增速相对腹压为 1 kPa 时,增速放缓,但应力的持续上升会造成肛提肌的损伤。

2.2 模拟压力性尿失禁和脏器脱垂肛提肌的有限元分析

通过分析脏器脱垂及I、II、III型压力性尿失禁可以看出,肛提肌的等效应力集中在耻骨直肠肌的中部

以及耻骨直肠肌和闭孔内肌的连接处,脏器脱垂的等效应力峰值为 1.58 MPa, I、II、III型压力性尿失禁的等效应力峰值分别为 1.69、1.01、0.70 MPa(见图6)。应力较高部位与顺产分析出的部位一致,可以推断顺产时肛提肌耻骨直肠肌和耻骨尾骨肌中部受损,导致盆底功能性障碍的发生。由不同运动状态下肛提肌的应力分布分析可知,在正常的盆底支持下,肛提肌作为支撑力最大的结构极易发生形变,导致盆腔器官脱垂和压力性尿失禁^[19]。

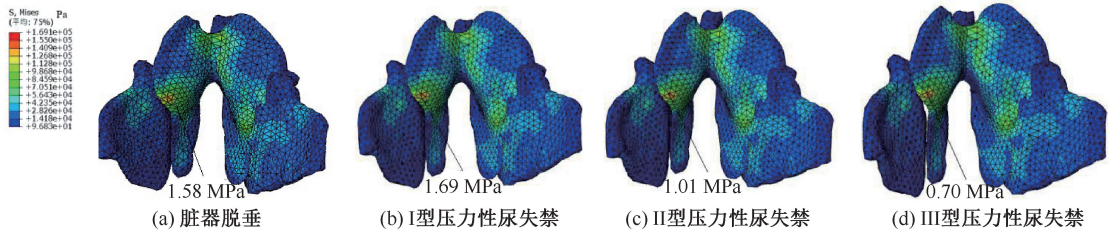


图6 脏器脱垂与压力性尿失禁下肛提肌应力分布

Fig.6 Stress distributions of levator ani muscles under organ prolapse and stress urinary incontinence (a) Organ prolapse, (b) Type I stress urinary incontinence, (c) Type II stress urinary incontinence, (d) Type III stress urinary incontinence

3 讨论与结论

肛提肌群是女性骨盆的主要结构成分,这些肌肉组成腹腔、盆腔的底部,并通过维持泌尿生殖系统的闭合来支撑盆底器官。阴道分娩会导致韧带、肌肉损伤,影响盆底生物力学特性,引发压力性尿

失禁、盆腔脏器脱垂等一系列盆底功能障碍性疾病,严重影响患者生活质量。

本文主要从腹压、载荷两个方面研究静息、顺产、盆底疾病时肛提肌的损伤部位和程度。所建立的模型是来自某医院正常女性志愿者,模型建立上具有高度符合性和准确性,对于骨盆、韧带、肌肉的

材料都是参考以往的文献进行设定,制定不同压力值对女性盆底进行施压,找到精确的损伤部位,为后续力学实验提供可靠的基础。

本研究发现,无论是增加载荷和腹压结合的作用力,还是单独增加载荷的作用力,肛提肌的等效应力均增大。这与 Lee 等^[20]通过尸体标本实验的结果相同,他们在尸体实验中选取的载荷是 3、5、8 kPa,结果发现肛提肌的受损部位为耻骨侧壁长约 10 cm 处,即耻骨肌和耻骨尾骨肌,提肌弓的耻骨上部分。Filho 等^[21]通过对尸体标本施加不同范围载荷的实验,得出相一致的结论。宋红芳等^[12]建立肛提肌力学模型病理状态下肛提肌的应力分布,得到损伤部位为肛提肌左右两侧对称位置的交界处,且腹压越大,应力越高,这与本研究结论相一致。刘潇^[4]探讨女性中重度压力性尿失禁状态下盆底肌应力分布规律得到储尿,漏尿状态肛提肌较大应力部位出现在肛提肌中部及其与闭孔内肌连接处,与本研究结果一致。模拟不同腹压下的阴道分娩状态,即腹压为 1 kPa,载荷为 3、5、8 kPa 和腹压为 1.5 kPa,载荷为 3、5、8 kPa 情况下,肛提肌的最高等效应力分别为 14、29、43、86、144、230 kPa; I、II、III 型压力性尿失禁和盆腔器官脱垂状态下的应力分别为 1.69、1.01、0.70、1.58 MPa,压力分布结果相近。因此,阴道分娩造成肛提肌耻骨直肠肌和耻骨尾骨肌中部受损,与盆底功能障碍肛提肌的损伤部位一致,故阴道分娩会造成盆底功能障碍性疾病,且肛提肌损伤患者更易造成盆底功能障碍性疾病。

通过改变腹压,模拟脏器脱垂和 I、II、III 型压力性尿失禁这些产后易得病症,结果表明,顺产造成耻骨直肠肌和耻骨尾骨肌中部的损伤,在脏器脱垂和 I、II、III 型压力性尿失禁中也有体现,故要加强耻骨直肠肌和耻骨尾骨肌中部的恢复。

肛提肌群是盆底最重要的支持结构,其生物力学特征与盆底功能密切相关,肛提肌受损造成的盆底功能障碍性疾病常见的治疗方案是盆腔悬吊术、加入盆底植入物、电刺激、生物反馈。其中,电刺激与生物反馈由于其无创、便捷的特点是常用治疗女性盆底功能障碍性疾病的方法。通过不同频率、脉宽、能量的电刺激,唤醒受损的盆底肌肉,增强肌肉弹性,达到治疗效果;生物反馈则用不同规格的盆底肌肉康复仪器置入阴道内,通过锻炼恢复和加强

盆底肌力。

本文通过建立骨盆-肌肉-韧带有有限元模型并进行力学仿真,得出阴道分娩和盆底疾病下肛提肌的精确损伤部位,用科学的方法验证阴道分娩与盆底疾病的联系。本文证明,通过锻炼增强肛提肌的肌肉弹性,释放肛提肌的内部集中力是有效的。进一步降低肌肉表面应力的集中,改善盆底整体的生物力学环境,从而对肛提肌受损弹性不足,不足以支撑盆底器官进行有效治疗。适当锻炼肛提肌不同位置的肌肉力量,起到一定的治疗效果,这是因为在等效的作用力下,无论是盆底软组织集体作用还是肛提肌的单独作用力,对盆底生物力学特性的影响相差较小。以肛提肌为主的盆底肌肉锻炼,通过释放集中应力,增强肌肉张力,改善盆底的生物力学特性,是治疗盆底功能障碍性疾病的方法。单独构建更加具体且精细的肌肉模型,施加与实际情况接近的载荷和边界条件,将是下一步研究的方向。

参考文献:

- [1] 朱兰,郎景和,刘春燕,等.我国成年女性尿失禁患病状况的流行病学研究[J].中华妇产科杂志,2009,44(10):776-779.
- [2] 宋红芳,黄跃,倪成香,等.有限元法仿真计算多种工况下的肛提肌应力[J].中国组织工程研究,2012,16(26):4852-4856.
- [3] ESTELLE JDG, MAYEUR O, LEPAGE J, et al. Pregnancy impact on uterosacral ligament and pelvic muscles using a 3D numerical and finite element model: Preliminary results [J]. J Int Urogynecol, 2017, 26(4):497-504
- [4] 刘潇.女性中重度压力性尿失禁患者盆底肌的有限元建模及储、漏尿状态仿真应力分析[D].太原:山西医科大学,2017.
- [5] 高应超.骨盆三维有限元模型的建立及其生物力学意义[D].西安:第四军医大学,2011.
- [6] 陈倩倩.子宫附属韧带维持子宫正常位置的有限元仿真研究[D].上海:复旦大学,2014.
- [7] KROFTA L, HAVELKOVÁ L, URBÁNKOVÁ I, et al. Finite element model focused on stress distribution in the levator ani muscle during vaginal delivery [J]. J Int Urogynecol, 2016, 28(2):275-284.
- [8] 陈伟,吴志军,严志汉,等.老年健康女性盆底肛提肌有限元模型的建立及意义[J].生物医学工程学杂志,2011,28(5):927-931.
- [9] CHAN SSC, CHEUNG RYK, LEE LL, et al. A longitudinal follow-up of levator ani muscle avulsion: Does a second

- delivery affect it? [J]. *Ultrasound Obst Gyn*, 2016, 51(1): 246-252
- [10] NAGLE AS. Biomechanical measurements of the human female levator ani muscle *ex vivo* and *in vivo* [D]. Cincinnati; University of Cincinnati, 2015.
- [11] REN S, XIE B, WANG J, *et al.* Three-dimensional modeling of the pelvic floor support systems of subjects with and without pelvic organ prolapse [J]. *Biomed Res Int*, 2015, doi: 10.1155/2015/845985.
- [12] 宋红芳, 王雪影, 黄跃, 等. 女性盆底组织病理状态下的三维有限元分析 [J]. *中华妇幼临床医学杂志(电子版)*, 2011, 14(5): 26-29.
- [13] 杨腾飞, 王金武, 胡志刚, 等. 颈部肌肉作用下颈椎牵引的生物力学特性 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(2): 161-166.
YANG TF, WANG JW, HU ZG, *et al.* Biomechanical properties of cervical traction under neck muscle force [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(2): 161-166.
- [14] 林柳兰, 张凌峰. 通过骨支架的数字化建模分析其力学性能与内部流场分布 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(3): 248-255.
LIN LL, ZHANG LF. Analysis on mechanical properties and internal flow field distributions of bone scaffold by digital modeling [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(3): 248-255.
- [15] 许灿, 李明清, 王成功, 等. 皮质骨的多级结构与韧化机制研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(3): 345-348.
- XU C, LI MQ, WANG CG, *et al.* Research progress on hierarchical structure of cortical bone and its toughening mechanisms [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(3): 345-348.
- [16] 张猛, 王凤, 宋旭, 等. 常用锻炼方式对老年女性静态平衡能力的影响 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(3): 257-261.
ZHANG M, WANG F, SONG X, *et al.* Influence of common exercise methods on static balance ability in elderly women [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(3): 257-261.
- [17] LI X, KRUGER JA, NASH MP, *et al.* Effects of nonlinear muscle elasticity on pelvic floor mechanics during vaginal childbirth [J]. *J Biomech Eng*, 2010, 132(11): 110-113.
- [18] ROSTAMINIA G, ABRAMOWITZ S. Finite element modeling in female pelvic floor medicine: A literature review [J]. *Curr Opin Obstet Gyn*, 2015, 4(2): 125-131.
- [19] JING D, ASHTON-MILLER JA, DELANCEY JOL. A subject-specific anisotropic visco-hyperelastic finite element model of female pelvic floor stress and strain during the second stage of labor [J]. *J Biomech*, 2012, 45(3): 456-460.
- [20] LEE SL, DARZI A, YANG GZ. Subject specific finite element modelling of the levator ani [J]. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 2005, 8(Pt 1): 360-367.
- [21] FILHO MP, FUSCO H, FERREIRA E, *et al.* THU0475 evaluation of pelvic floor strength and urinary incontinence in women with fibromyalgia [J]. *Clin Rheumatol*, 2019, 38(10): 2885-2890.