

文章编号: 1004-7220(2022)06-1127-06

腹压和子宫重量对子宫韧带影响的有限元仿真研究

陈家兰, 邓卓, 沈鑫, 陈丽宏, 李连香

(陕西省人民医院 妇科, 西安 710068)

摘要:目的 应用有限元法分析不同子宫载荷(腹压和子宫重量)时子宫韧带的应力分布和变形情况,获得各韧带对子宫载荷变化的敏感度。**方法** 建立后位子宫及其附属韧带的三维模型并导入 ABAQUS 软件,设置载荷和约束,并计算子宫韧带的应力和变形。**结果** 腹压和子宫重量单独或同时变化会引起子宫韧带的拉伸变形,变形和应力随载荷的增加而增大,且主要分布于各韧带中下段或与子宫的连接处,最大应力和最大位移集中于各韧带与子宫或盆壁的连接处,并且子宫重量比腹压对各韧带的影响程度大。腹压单独或与子宫重量同时变化时,各韧带所受应力及对载荷变化的敏感度从大到小依次是骶、阔、主、圆韧带,子宫重量单独变化时排序从大到小依次是骶、主、圆、阔韧带,而各韧带变形及对载荷变化的敏感度排序保持不变,且从大到小依次是阔、圆、骶、主韧带。**结论** 通过有限元分析研究各子宫韧带对子宫载荷变化的敏感度,研究结果与临床资料相符,可为临床手术方案优化和发病机制探索提供指导。

关键词: 腹压; 子宫重量; 子宫韧带; 盆腔器官脱垂; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.024

The Influence of Abdominal Pressure and Uterine Weight on Uterine Ligaments by Finite Element Simulation

CHEN Jialan, DENG Zhuo, SHEN Xin, CHEN Lihong, LI Lianxiang

(Department of Gynecology, Shaanxi Provincial People's Hospital, Xi'an 710068, China)

Abstract; Objective To analyze the influence of different loads (abdominal pressure and uterine weight) on stress and deformation of uterine ligaments using the finite element method, and obtain the sensitivity of each accessory ligament to the changes of load on uterus. **Methods** The three-dimensional (3D) models of retroverted uterus and its accessory ligaments were established, loads and constraints were set in ABAQUS software, and the stress and deformation of uterine ligaments were calculated. **Results** The changes of abdominal pressure and uterine weight alone or both together would cause tensile deformation of uterine ligaments, and the deformation and stress increased with the load increasing. The deformation and stress were mainly distributed in the middle and lower part of each ligament or at the junction with uterus. The maximum stress and displacement were concentrated at the junction of each ligament with uterus or pelvic wall, and uterus weight had a greater influence on the ligaments than abdominal pressure. When abdominal pressure changed alone or together with uterine weight, the stress and sensitivity to load changes of the ligaments were in the order of uterosacral ligament (USL), broad ligament (BL), cardinal ligament (CL) and round ligament (RL). When uterine weight changed alone, the stress and sensitivity to load changes of the ligaments were in the order of USL>CL>RL>BL. The deformation and sensitivity to load changes of the ligaments remained unchanged and the order was BL>RL>USL>CL. **Conclusions** The sensitivity of each uterine ligament changing with uterine load was studied through finite element analysis, and the research

收稿日期: 2022-01-09; 修回日期: 2022-02-10

基金项目: 陕西省自然科学基金专项(2020SF-035), 陕西省人民医院科技发展孵化基金项目(2021YJY-45)

通信作者: 陈家兰, 主治医师, E-mail: 578668884@qq.com

results were consistent with the clinical data, which could provide guidance for optimization of surgical scheme of uterus prolapsed in clinic and exploration of pathogenesis.

Key words: abdominal pressure; uterine weight; uterine ligaments; pelvic organ prolapse; finite element analysis

子宫生物力学稳定性的维持依赖于支持组织(韧带等)的支撑力与载荷(腹压和子宫重量)的平衡,韧带损伤、腹压增大(如咳嗽、便秘)及子宫重量增加(如妊娠)均有可能影响其生物力学稳定性,进而导致子宫脱垂。子宫脱垂会导致排尿、排便、性功能障碍和盆腔疼痛,严重影响中老年妇女的生活质量和身心健康。现阶段,手术仍是重度子宫脱垂的有效疗法^[1]。但传统手术术前评估和手术操作经验依赖性强,手术方案多为局部定向矫正,部分支持组织受力偏大,导致并发症发生率和复发率高。因此,发展出完善、可以全面评估子宫周围支持组织(如韧带)在具体患者子宫稳定性中作用的方法刻不容缓。

子宫韧带位于人体盆腔,进行活体在体生物力学测试短期内仍无法实现。虽然可进行尸体组织的力学测试,但其弹性性质与活体组织差别较大。相比之下,有限元法可弥补其不足。有限元分析技术在妇产科领域的应用仍处于起步阶段,是研究的热点与方向。有关女性盆腔、盆底肌群和盆底组织形态学及盆腔器官脱垂力学机制的研究已经开展^[2-5]。马新刚等^[5]应用有限元法分析瘢痕子宫受力与瘢痕厚度及位置的关系,探讨瘢痕子宫破裂风险因素。有学者进行阴道壁三维建模和有限元仿真研究^[6-7]。也有学者通过磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)进行骶、主韧带等的三维建模研究^[8-12]。马辛欣等^[13]将盆底 MRI 图像导入 Mimics 软件,建立骶、主韧带的有限元模型,分析不同腹压下骶、主韧带的应力分布及变形情况。陈倩倩^[14]建立女性盆腔主要器官组织的三维模型,通过有限元分析不同腹压下子宫 4 对韧带的应力和变形。

本文在上述研究基础上,建立子宫和其附属韧带的有限元模型,分析在不同载荷下 4 对子宫韧带的受力及变形,并评估其在维持子宫力学稳定性中的敏感度(作用的强弱及主次),为探索子宫脱垂的发生机制提供依据,并为子宫脱垂康复治疗方案的制定提供数据支持,同时为其他盆腔脏器生物力学稳定性的研究提供借鉴。

1 材料与方法

1.1 子宫及附属韧带三维几何模型建立

本文利用 SolidWorks 软件进行女性子宫(后位)及其附属韧带的三维建模(见图 1)。子宫体表面和宫腔参考某子宫未脱垂女性盆腔 MRI 图像,韧带参考 MRI 图像和各自解剖结构形态适当简化后得到^[9,15-16]。子宫从宫颈口到宫底长度 87 mm,宫体最宽处 53 mm,宫颈峡部宽度 26.5 mm;阔韧带位于子宫体两侧,阔扇形,上端始于输卵管,下端止于宫颈峡部,厚度 1 mm;主韧带位于阔韧带下端靠后(直肠侧),两韧带间夹角 80°,截面椭圆形,厚度约 3 mm;宫骶韧带位于阔韧带下端靠后且位置略低于主韧带,两韧带间夹角 60°,截面椭圆形,厚度约 2 mm;圆韧带起于子宫双角的前面、输卵管近端下方,并向前下方伸展,截面为圆形,盆腔内长度 7 cm,直径约 3 mm。将模型导入 ABAQUS 2020 并设置材料特性、边界和载荷,即可进行子宫载荷变化时各韧带的应力及变形计算。

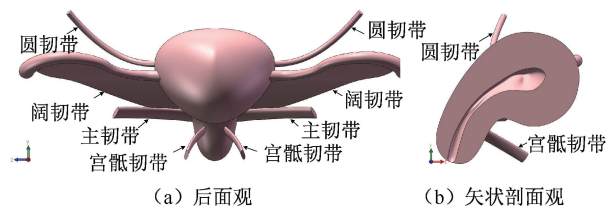


图 1 子宫及其附属韧带三维模型

Fig. 1 Three-dimensional model of uterus and its accessory ligaments (a) Back view, (b) Sectional view

1.2 子宫三维有限元模型建立

1.2.1 材料特性 根据相关文献确定子宫及各韧带的材料特性参数^[13-14]。子宫和输卵管的弹性模量为 2.0 MPa,泊松比为 0.45,密度为 1 120 kg/m³;圆韧带、主韧带、宫骶韧带和阔韧带的弹性模量分别为 5.3、5.54、8.19、4.23 MPa,泊松比均为 0.3。

1.2.2 边界条件和载荷 根据各组织的形态结构,子宫、输卵管和宫骶韧带采用四面体网格(C3D10),其余韧带采用六面体网格;各韧带和子

宫表面之间设置绑定约束,各韧带断面设置完全固定,沿Y轴方向(站立姿态)施加模拟重力[见图2(b)中黄色箭头方向,图中仅在截面处标示出重力方向],重力加速度为 9.810 mm/s^2 。正常未孕女性子宫重量约为50 g,孕晚期子宫重量可达5 kg。基于此,本文子宫重量取值三水平分别为1、3、5 kg。

考虑到子宫为间位器官,宫颈部分位于腹膜外,使得腹压主要作用于宫体,同时阔韧带和圆韧带表面均受到腹压作用,近似认为各韧带受到腹压的合力为零。因此,在宫颈峡部(阔韧带下断面附近)将子宫模型进行切分,并在宫体表面施加模拟腹压[见图2(b)中紫色箭头]。依据DeLancey等^[17]研究中最大Valsalva动作腹压数值的5%、50%、95%确定腹压三水平,分别为6、10、17 kPa。

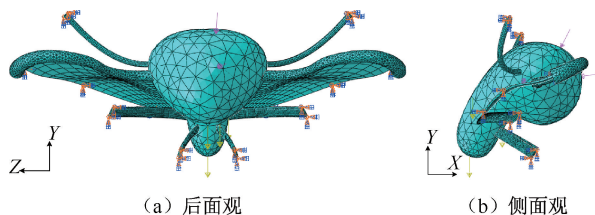


图2 子宫及其附属韧带有限元网格划分和边界条件施加
Fig.2 Finite element mesh and boundary conditions of uterus and its accessory ligaments (a) Back view, (b) Side view

2 结果

2.1 腹压对子宫韧带的影响

腹压主要作用于宫体四周,前壁部分产生一个向后下的合力,后壁产生一个向前上的推力,宫底则产生向宫颈方向的作用力,由于子宫为间位器官且本模型为后位子宫,宫体前壁伸展而后壁弯曲,故而子宫整体向后下(直肠方向)运动,且向下移动分量显著大于向后移分量[见图3(b)箭头所示方向],而各子宫韧带因子宫的相对位置变化产生不同的变形。当腹压分别为6、10、17 kPa时,根据各韧带与子宫的相对位置和仿真结果推理,变形和应力主要分布于各韧带中下段或与盆壁的连接处,其中最大应力和最大位移集中于各韧带与子宫或盆壁连接处。具体以腹压10 kPa时为例进行说明(见图3)。

阔韧带位于宫体两侧与侧盆壁之间,在腹压作用下产生拉伸变形,变形和应力主要分布于中下

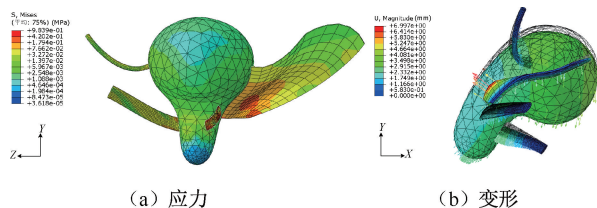


图3 10 kPa腹压作用时子宫韧带变形和应力分布
Fig.3 Deformation and stress distributions of uterine ligaments under 10 kPa abdominal pressure (a) Stress, (b) Deformation

段,最大应力集中在与盆壁的连接处下端,最大位移位于阔韧带下部。主韧带横亘于子宫颈两侧和骨盆侧壁之间,在腹压作用下被拉伸变形,应力和变形也主要分布在中下段,且最大应力和最大位移集中在与宫颈连接处。宫骶韧带与宫颈及骶骨相连,在腹压作用下同样被拉伸,应力主要分布在中下段和与盆壁连接处,变形主要分布在中下段,最大应力和最大位移位于与宫颈连接处。圆韧带末端与侧盆壁相连,当子宫体向右下移动时其亦被拉伸,应力和变形亦主要分布在中下段,最大应力和位移集中在与宫角连接处。

为研究腹压变化时子宫韧带应力和变形的变化规律,选取各韧带的最大应力和最大位移为例进行研究(见图4)。当腹压从小增大时,各子宫韧带所受应力也随之增大,其中,宫骶韧带所受应力最大且对载荷变化最敏感(斜率最大),阔韧带和主韧带次之,圆韧带最小。随着腹压的逐渐增大,阔韧带变形对腹压变化的敏感度最大,最大位移也相应增大,其余3条韧带对腹压变化的敏感度比较接近,最大位移从大到小依次是圆韧带、宫骶韧带和主韧带。

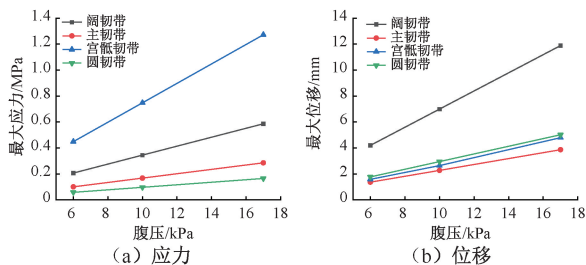


图4 子宫韧带应力和位移随腹压变化
Fig.4 Variation of stress and displacement of uterine ligaments with abdominal pressure (a) Stress, (b) Displacement

2.2 子宫重量对子宫韧带的影响

子宫重量主要集中于宫体部分,当子宫重量增加时,子宫的重心也会偏移。在重力作用下,子宫同样向后下移动[见图 5(b)中箭头方向],但由于子宫重心的变化,使得子宫向后移动量占比明显大于腹压作用时。当子宫重量分别为 1、3、5 kg 时,变形和应力主要分布于各韧带的中下段或与子宫的连接处。其中,最大应力和最大位移集中于与子宫或盆壁的连接处。具体以子宫重量 3 kg 为例进行说明(见图 5)。

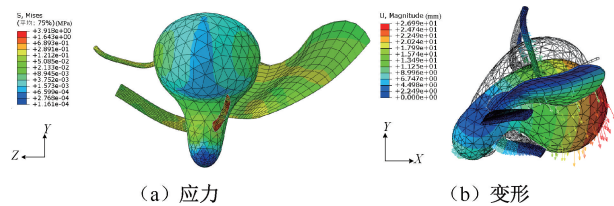


图 5 子宫重量为 3 kg 时子宫韧带变形和应力分布

Fig. 5 Deformation and stress distributions of uterine ligament with uterus weight of 3 kg (a) Stress, (b) Deformation

在子宫重力作用下,阔韧带的应力和变形明显大于腹压作用时,变形主要分布于与子宫连接处,应力主要分布于阔韧带中下部或与子宫连接处,最大应力位于与盆壁连接处下端,而最大位移位于与宫角连接处。主韧带变形和应力分布与腹压作用时相似。圆韧带、宫骶韧带同样也被拉伸,但拉伸程度较腹压作用时大,变形和应力分布与腹压作用时类似,其中,圆韧带的最大应力位于与盆壁连接处,最大位移集中于与宫角连接处,宫骶韧带的最

表 1 正交仿真试验安排及结果

Tab. 1 Arrangement and results of orthogonal simulation tests

载荷		最大应力/MPa				最大位移/mm			
重量/kg	腹压/kPa	阔韧带	主韧带	宫骶韧带	圆韧带	阔韧带	主韧带	宫骶韧带	圆韧带
1	6	0.301	0.209	1.418	0.155	7.014	2.499	3.943	6.674
1	10	0.439	0.270	1.717	0.192	8.252	3.396	4.996	7.750
1	17	0.680	0.378	2.241	0.259	13.150	4.976	6.841	9.692
3	6	0.490	0.455	3.359	0.351	17.490	4.867	8.688	16.920
3	10	0.627	0.506	3.658	0.389	18.660	5.730	9.733	17.930
3	17	0.868	0.612	4.181	0.454	20.740	7.275	11.570	19.760
5	6	0.678	0.714	5.299	0.548	27.980	7.263	13.440	27.200
5	10	0.816	0.759	5.598	0.585	29.140	8.112	14.480	28.200
5	17	1.057	0.849	6.121	0.651	31.200	9.622	16.310	29.980

从表 1 可知:

(1) 腹压(P)和子宫重量(W)同时增加时,各韧

带的应力和最大位移均位于与宫颈连接处。

为研究子宫重量变化时子宫韧带应力和变形的变化规律,同样选取各韧带的最大应力和最大位移为例进行研究(见图 6)。当子宫重量逐渐增大时,各子宫韧带应力和变形的变化均比较明显,宫骶韧带的应力和对子宫重量变化的敏感度显著大于其余韧带,其余 3 组韧带的应力大小和对子宫重量变化的敏感度基本相同。同时,阔韧带和圆韧带的最大位移和对子宫重量变化的敏感度比较接近并且明显大于宫骶韧带和主韧带,宫骶韧带的最大位移及对子宫重量变化的敏感度大于主韧带。

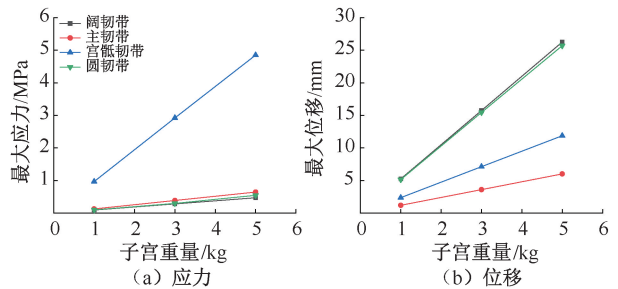


图 6 子宫韧带应力和位移随子宫重量变化

Fig. 6 Variation of stress and displacement of uterine ligaments with uterus weight (a) Stress, (b) Displacement

2.3 腹压和子宫重量同时作用对子宫韧带的影响

为了研究腹压和子宫重量同时变化时子宫韧带的应力和变形分布,设计 2 因素 3 水平的正交模拟仿真试验,并记录两种载荷变化时各韧带的最大应力和最大位移(见表 1)。

带的应力和变形均随之增大且均大于腹压或子宫重量单独作用时的应力和变形,并且宫骶韧带的应力最

大而阔韧带的变形最大,这与腹压和子宫重量单独变化时一致。两种载荷同时变化时,各韧带的最大应力和最大位移大小排序和腹压单独作用时相同。

(2) 子宫重量变化比腹压变化引起各韧带应力和变形的变化量大,可见子宫重量比腹压对各韧带变形和应力的影响程度大,具体以腹压和子宫重量同时变化对宫骶韧带的影响为例进行说明。采用二次数学回归方法^[18]建立宫骶韧带最大应力和最大位移的预测模型:

表2 方差分析结果

Tab. 2 Results of variance analysis

项目	最大应力, S/MPa					最大位移, U/mm				
	自由度	平方和	均方差	F	P	自由度	平方和	均方差	F	P
模型	5	23.629	4.726	9.20×10 ⁷	0	5	147.684	29.537	2.20×10 ⁷	0
W	1	0.010	0.010	1.99×10 ⁵	0	1	0.065	0.065	4.85×10 ⁴	0
P	1	0.004	0.004	6.85×10 ⁴	0	1	0.038	0.038	2.85×10 ⁴	0
W×W	1	0	0	4.33	0.129	1	0	0	32.44	0.011
P×P	1	0	0	0.03	0.864	1	0	0	8.98	0.058
W×P	1	0	0	5.65	0.098	1	0	0	144.31	0.001
误差	3	0	0			3	0	0		
合计	8	23.629				8	147.684			

从表2可知,方差分析结果中模型的F均远大于 $F_{0.05}(5, 3) = 9.0135$ 且 $P < 0.05$,说明模型比较显著,可以用来预测宫骶韧带的最大应力和最大位移。模型各项 $F > 9.01$ 且 $P < 0.05$,说明该项对最大应力或最大位移的影响比较显著;同时,F越大,表明影响程度也越大。由此可知,子宫重量比腹压对宫骶韧带应力和位移的影响程度显著。去掉表2中对最大应力或最大位移影响不显著的项,可得到腹压和子宫重量同时作用时宫骶韧带最大应力和最大位移的回归预测模型:

$$S_u = -0.001595 + 0.970933W + 0.074805P \quad (2)$$

$$U_u = 0.00092 + 2.37071W + 0.261955P + 0.001167W \cdot W - 0.000625W \cdot P \quad (3)$$

3 讨论

影响子宫力学平衡的载荷主要有腹压和子宫重量,二者均对子宫各韧带具有重要影响,与子宫的生物力学稳定性直接相关。本文依据最大Valsalva动作时的腹压,确定3种不同的腹压情况。结果表明,子宫韧带的应力和变形均随腹压的增大而增

$$y' = y - \varepsilon = \beta_0 + \sum_{i=1}^2 \beta_i x_i + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=i+1}^2 \beta_{ij} x_i x_j + \sum_{i=1}^2 \beta_{ii} x_i^2 \quad (1)$$

式中: y' 为目标估计值; x_i 为影响因素; ε 为仿真误差; β 为模型系数。

对表1中宫骶韧带所受的最大应力和最大位移的仿真数据分别进行方差分析,结果如表2所示,置信系数为0.05。

大。同时,本文所取子宫重量三水平分别代表妊娠初期、中期和晚期时子宫的重量,各韧带的应力和变形亦随子宫重量的增加而增大。因此,腹压或子宫重量增加时,韧带损伤的可能性也随之增加,进而引起子宫脱垂的可能性也大大增加。

首先,本文分析腹压和子宫重量单独变化的情况下,后位正常女性子宫韧带的应力和变形分布。结果表明,在做Valsalva动作或子宫重量增加时,子宫整体发生向后下的移位,引起子宫韧带的拉伸变形,变形和应力主要分布于各韧带中下段或与子宫的连接处,最大应力和最大位移集中于各韧带与子宫或盆壁的连接处,与临床实际相符^[13]。同时,本文发现,腹压和子宫重量同时增加时,各韧带的应力和变形均随之增大,而子宫重量增加比腹压增大对各韧带的影响程度大,这与妊娠是引起盆腔器官脱垂的危险因素之一,而腹压增加容易诱发或加重盆腔器官脱垂的结果相一致^[19]。

其次,在腹压相同时,宫骶韧带应力和对腹压变化的敏感度最大,阔韧带和主韧带次之,圆韧带最小,即阔韧带所受应力大于主韧带,这与文献[14]的研究结果相一致;在变形及对腹压变化的

敏感度方面,阔韧带最大,圆韧带和宫骶韧带次之,主韧带最小;在子宫重量相同时,宫骶韧带应力和对子宫重量变化的敏感度最大,主韧带、圆韧带和阔韧带依次减小;各韧带变形及对子宫重量变化的敏感度排序为阔韧带>圆韧带>宫骶韧带>主韧带。两种载荷同时变化时,各韧带应力和变形及其对载荷变化敏感度的排序与腹压单独作用时基本相同。由此可见,不同载荷情况下,宫骶韧带所受应力最大,圆韧带所受应力仅次于主韧带,而阔韧带所受应力大小和排序因载荷情况而略有差异,但变形大小顺序总体不变,进一步印证了骶、主韧带在保持子宫的生物力学稳定性方面具有重要作用^[13,20]。此外,阔韧带在此方面的作用也不能忽视,尤其是在宫颈癌保留生育功能术后,骶、主韧带损伤情况下,阔韧带在维持子宫生物力学稳定性方面的作用更加明显。在进行子宫脱垂术前评估时,可以参考式(3)确定宫骶韧带的矫正量,其余韧带矫正量的确定方法类似。

4 结论

本文基于女性盆腔MRI图像构建子宫有限元模型,参考MRI图像并按照韧带的解剖结构形态和子宫的相对位置进行各子宫韧带建模,所建模型可靠性较高。腹压和子宫重量的增大会引起各子宫韧带较大的变形和应力,这是造成韧带损伤的原因之一。研究结果为子宫脱垂机制的研究提供参考,也为其他盆腔器官脱垂发生机制的研究提供借鉴。本研究也存在一定的局限性。例如:仅进行单个子宫模型的研究,对各韧带形态和结构进行一定的简化,没有考虑子宫重量变化时体积的改变。后续工作将在这些方面进行改进,为临床研究盆腔器官脱垂提供更多更可靠的数据。

参考文献:

[1] WONG V, SHEK K, RANE A, *et al.* Is levator avulsion a predictor of cystocele recurrence following anterior vaginal mesh placement [J]. *Ultrasound Obst Gyn*, 2013, 42(2): 230-234.

[2] 单锦露,张绍祥,刘正津. 中国数字化可视人女性盆腔的计算机三维重建[J]. *解剖学杂志*, 2005, 28(3): 337-339.

[3] 郭传家,陈春林,刘萍,等. 基于磁共振成像的女性盆底肌群数字化三维模型构建[J]. *中国实用妇科与产科杂志*, 2012, 28(5): 355-358.

[4] 李冉. 女性盆底组织形态学及盆腔器官脱垂力学机制的研

究[D]. 福州:福建医科大学,2015.

[5] 马新刚,于迎春,孟颜颜,等. 利用有限元分析预警经阴道分娩瘢痕子宫破裂风险[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(1): 92-95.

MA XG, YU YC, MENG YY, *et al.* Rupture warning of scar uterus in vaginal delivery by finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(1): 92-95.

[6] LEI L, SONG Y, CHEN RQ. Biomechanical properties of prolapsed vaginal tissue in pre- and postmenopausal women [J]. *Int Urogynecol J*, 2007, 18(6): 603-607.

[7] 邱中原. 基于磁共振成像的阴道后壁脱垂的有限元分析及力学机制探讨[D]. 福州:福建医科大学,2017.

[8] RAMANAH R, BERGER MB, CHEN L, *et al.* See it in 3D: Researchers examined structural links between the cardinal and uterosacral ligaments [J]. *Am J Obstet Gynecol*, 2012, 207(5): 437. e1-437. e7.

[9] CHEN L, RAMANAH R, HSU Y, *et al.* Cardinal and deep uterosacral ligament lines of action: MRI based 3D technique development and preliminary findings in normal women [J]. *Int Urogynecol J*, 2013, 24(1): 37-45.

[10] LUO J, BETSCHART C, CHEN L, *et al.* Using stress MRI to analyze the 3D changes in apical ligament geometry from rest to maximal Valsalva: A pilot study [J]. *Int Urogynecol J*, 2014, 25(2): 197-203.

[11] 黄璐,刘萍,彭程,等. 在体女性主韧带及宫骶韧带数字化三维模型构建及其意义[J]. *中国实用妇科与产科杂志*, 2014, 30(6): 453-456.

[12] 杨晓红,徐惠成,陈伟,等. 子宫脱垂患者骶主韧带MR三维重建模型的研究[J]. *第三军医大学学报*, 2012, 34(6): 546-550.

[13] 马辛欣,尚诗瑶,谢冰,等. 有限元模型仿真计算不同工况下宫骶韧带和主韧带的应力分布及变形状况[J]. *中华妇产科杂志*, 2016, 51(2): 114-119.

[14] 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.

[15] 蒋静雯. 数字技术对子宫圆韧带形态学研究[D]. 石家庄:河北医科大学,2017.

[16] 谢幸,孔北华,段涛,等. *妇产科学*[M]. 北京:人民卫生出版社,2018: 1-284.

[17] DELANCEY, JOHN OL, MORGAN DM, *et al.* Comparison of levator ani muscle defects and function in women with and without pelvic organ prolapse [J]. *Obstet Gynecol*, 2007, 109(2 Pt 1): 295-302.

[18] KUMAR A, KUMAR V, KUMAR J. Multi-response optimization of process parameters based on response surface methodology for pure titanium using WEDM process [J]. *Int J Adv Manuf Tech*, 2013, 68(9-12): 2645-2668.

[19] MIEDEL A, TEGERSTEDT G, MÄHLE-SCHMIDT M, *et al.* Nonobstetric risk factors for symptomatic pelvic organ prolapse [J]. *Obstet Gynecol*, 2009, 113(5): 1089-1097.

[20] DELANCEY, JOHN O L. Structural support of the urethra as it relates to stress urinary incontinence: The hammock hypothesis [J]. *Am J Obstet Gynecol*, 1994, 170(5): 1713-1723.