文章编号:1000-5404(2009)19-1843-04

论著

女性压力性尿失禁尿道下吊带术后尿道壁的力学分析

周 围[1],丁祖泉[2],童晓文[1] (同济大学:[1]附属同济医院妇产科,上海 200065,[2]生命科学与技术学院,上海 200092)

摘 要:目的 测量雌性尿道壁和聚丙烯网片的力学特性,分析尿道下吊带手术治疗女性压力性尿失禁的力学机制。**方法** 对49例雌性猪尿道壁组织条和27例聚丙烯网片试件进行单轴拉伸试验测量力学特性。**结果** 雌性猪尿道壁的应力应变曲线呈抛物线,弹性模量与应力的平方根、应变均成正比,由极限应力和极限应变计算最大值弹性模量分别为:0.806 MPa和0.818 MPa;聚丙烯网片的弹性模量为(6.977±1.095)MPa。聚丙烯网片的极限应力显著高于尿道壁组织而极限应变显著低于后者($P<0.01$)。计算聚丙烯网片尿道下植入术可降低压力性尿失禁(stress urinary incontinence, SUI)患者尿道壁的变形量为术前的1/3。**结论** 聚丙烯网片特殊的力学性能,在施行尿道下吊带术后,可增强对尿道的支持,改善腹压增加时尿道的控尿能力。

关键词: 尿失禁,压力性;尿道;尿道下吊带手术;生物力学
中图法分类号: R318.01; R334.2; R694.54 **文献标识码:** A

Mechanical analyses on urethra wall after suburethral slings for female pig stress urinary incontinence

ZHOU Wei[1], DING Zu-quan[2], TONG Xiao-wen[1] ([1]Department of Obstetrics and Gynecology, Tongji Hospital, Tongji University, Shanghai 200065; [2]School of Life Sciences and Technology, Tongji University, Shanghai 200092, China)

Abstract: Objective To analyze the mechanical mechanism of suburethral slings by measuring the mechanical properties of female pig urethra wall and polypropylene mesh. **Methods** The uniaxial tension tests of 49 female pig urethra wall strips and 27 polypropylene mesh samples were performed to test the mechanical properties. **Results** The stress and strain of urethra wall displayed a parabola shape and its elastic modulus was proportional to the square root of stress as well as the strain. The maximum calculated elastic moduli of the urethra wall were 0.806 MPa and 0.818 MPa correspondingly calculated with stress and strain. The elastic modulus of polypropylene mesh was (6.977±1.095) MPa. The ultimate stress of polypropylene mesh was significantly higher than that of the urethra wall, and the ultimate strain of polypropylene mesh was significantly lesser than that of the urethra wall. The calculation results suggested that the suburethral slings treatment of poly-propylene mesh decreased the deformation to 1/3 of the untreated stress urinary incontinence. **Conclusion** Polypropylene mesh has special mechanical properties that suit suburethral slings and enhance the support to the urethra, and improve the continence.

Key words: stress urinary incontinence; urethra; suburethral slings; biomechanics

压力性尿失禁(stress urinary incontinence, SUI)是指当用力、咳嗽、喷嚏等任何引起腹压增加时发生的不自主的漏尿[1],是中年妇女中最常见的尿失禁类型[2]。近10余年来,基于吊床假说(the hammock hypothesis)[3]和盆底整体理论(the integral theory)[4],一系列创新"尿道下吊带植入手术"(suburethral slings)广泛被用于治疗女性压力性尿失禁,例如经阴道悬吊成型术(intravaginal sling, IVS)、经闭孔尿道中段悬吊术(tension-free vaginal tape-Obturator, TVT-O)。本研究比较尿道壁组织和"改良TVT-O术"[5,6]常用的聚丙烯网片吊带的力学特性差异,使用生物力学理论分析尿道下吊带手术植入网片和尿道壁的相互作用,阐述尿道下吊带手术治疗压力性尿失禁的机制,为进一

基金项目: 国家自然科学基金(30471815)
Supported by the National Natural Science Foundation of China (30471815)
作者简介: 周 围,男,湖南省永州市人,博士研究生,医师,主要从事女性压力性尿失禁的生物力学方面的研究。电话:(021)66111050, E-mail: cherf.z@gmail.com
通信作者: 童晓文,电话:(021)66111050, E-mail: xiaowen_tong@yahoo.com
收稿日期: 2009-02-19;**修回日期:** 2009-03-27

步探讨 SUI 的发病机制和治疗学研究奠定基础。

1 材料与方法

1.1 试件制备

选取 135～150 日龄,体质量约 100 kg 的雌性三元杂交猪 20 头。解剖分离尿道,将游离尿道分为上、中、下 3 段,在每段沿环向截取 1 段宽约 15 mm、长 30～40 mm 的组织条,共计 60 段组织条,置于浓度约为 3 mmol/L 的乙二胺四乙酸(EDTA)生理盐水溶液中。裁剪剩余组织用于测量尿道壁厚度。PROLENE® 聚丙烯吊带(PROLENE® soft Mesh,100 mm×150 mm,ETHICON INC,广泛用于"改良 TVT-O 术"等尿道下吊带手术)。沿其长轴方向(与手术植入网片方向一致)将聚丙烯网片裁剪成宽 10 mm,长 50 mm 的试件,共获得 27 个试件。

1.2 生物力学测定

拉伸试验使用万能电子试验机 CSS-44010 型(长春试验机研究所制造)完成。将制备好的尿道壁组织和网片试件两端固定于万能电子试验机夹具上[7],传感器最大负荷 100 N,测量精度为 0.001 N(FRLY 型机械传感器)。

试验环境温度 37 ℃,在每个尿道壁试件在正式试验前,以 5 mm/min 的速度进行 3 次预拉伸(最大拉力≤3 N),以减少生物软组织的应力松弛对拉伸试验的影响。游标卡尺(精度 0.02 mm)测量组织条拉伸的初始长度 L、宽度 W。生物显微镜(LEICA,WV-CP410)下放大 20 倍测量尿道壁厚度 H,游标卡尺测量网片厚度。以 5 mm/min 的速度对尿道壁试件条进行拉伸,其拉力和伸长通过计算机进行记录,用于计算应力、应变,计算机采样频率为 10 Hz。同样方法测量聚丙烯网片,但拉伸试验前不执行预拉伸。

拉伸试验中,2 种试件均发生大变形,沿拉力方向伸长变形的同时横截面积相应而减少。假设试件为大变形、不可压缩的材料,拉伸过程中体积保持恒定。应力 σ 计算公式(1)中,F 是力,A 是组织条垂直于拉伸方向的横截面积。L 是拉伸前的初始长度,ΔL 是拉伸的变形量,W 是试件的宽度,H 是厚度,体积 V 由组织的长、宽、厚计算获得。

$$\sigma=\frac{F}{A}=\frac{F}{\left(\frac{LWH}{L+\Delta L}\right)}=\frac{F(L+\Delta L)}{LWH} \qquad (1)$$

根据初始长度和拉伸变形量计算应变 ε。以每个数据采样获得的应变为横坐标、应力为纵坐标绘制应力应变曲线图。使用顶点在原点的抛物线对尿道壁应力应变数据进行拟合,对每个吊带试件线性伸长变形部分的应力应变数据使用线性公式拟合。

1.3 统计学分析

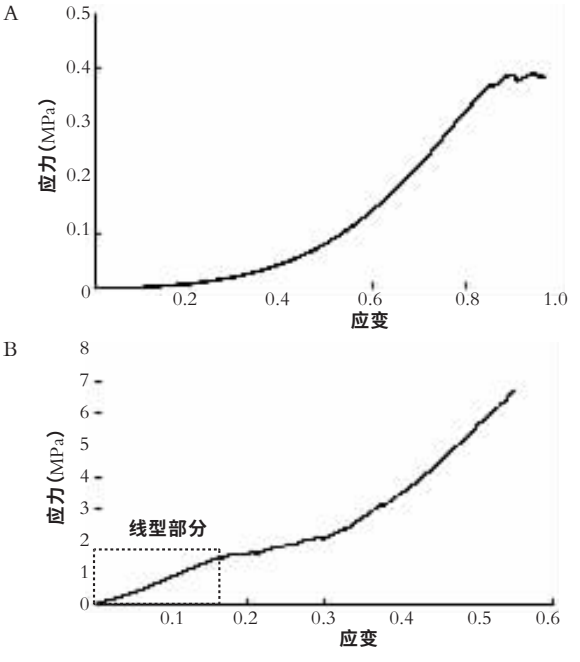
数据以 $\bar{x}\pm s$ 表示,使用 SPSS 11.5 进行统计分析。Pearson's 相关性检验用于极限应变和极限应力的相关性检验。Student's t 检验用于比较尿道壁和聚丙烯网片的极限应力、极限应变,设置显著性 $P<0.01$。决定系数 R^2(coefficient of determination,R square)检测应力应变关系的拟合优度。

2 结果

对所有试件进行拉伸,最终获得有效数据:尿道壁 49 例,聚丙烯网片 27 例。雌性猪尿道壁平均厚度(1.80±0.04)mm,网片使用游标卡尺多次测量厚度均为 0.42 mm。

2.1 尿道壁的一般生物力学特点

尿道壁应力应变曲线均呈抛物线状,在尿道壁受力的初始阶段较小的应力可以获得较大的应变,随着变形的增加,同样的应变量需要更大的应力,当载荷超过其承受能力时,材料的破坏是逐步的(图 1)。聚丙烯网片是一种由聚丙烯纤维纺织而成的材料,其力学特点不但与材料相关,与其纺织的方式,经纬的密度、走行方向等有密切关系。因此试验测量的不是聚丙烯的力学特性,而是特定聚丙烯网片在拉伸时所表现出的"表观"力学特性。聚丙烯网片的初始阶段的应力应变曲线表现为线性,随应力增加,应变随之线性上升。当应力、应变超过一定范围后,曲线为非线性,加大载荷,结构的破坏是瞬时被破坏。网片的线性部分应力范围已远大于尿道壁的极限应力,因此体内网片所受载荷均在其线性拉伸范围内(图 1)。



A:尿道壁样本,B:聚丙烯网片样本

图 1 尿道壁和聚丙烯网片的应力应变曲线

2.2 极限应力和极限应变

雌性猪尿道壁的极限应力为(0.393±0.229)MPa,极限应变为(0.990±0.296)。聚丙烯网片的极限应力为(8.934±1.603)MPa,极限应变为(0.738±0.091)。

2.3 应力应变关系和弹性模量

使用 2 次单项式对尿道壁应力应变关系进行抛物线拟合,获得抛物线系数(0.413±0.211),决定系数 R^2:(0.974±0.021)。尿道壁的典型应力应变关系式:

$$\sigma=0.413\varepsilon^2\ (\sigma\text{ 单位:MPa}) \qquad (2)$$

由应力应变关系式和弹性模量定义可推导尿道壁的弹性模量是应力 σ 的函数:

$$E=1.285\sqrt{\sigma}\ (E\text{ 单位:MPa}) \qquad (3)$$

同时,弹性模量 E 是应变 ε 的函数:

$$E=0.826\varepsilon\ (E\text{ 单位:MPa}) \qquad (4)$$

根据所测得的尿道壁的极限应变和极限应力,结合公式(3)和公式(4)分布计算尿道壁的最大弹性模量,分别为:0.806 MPa 和 0.818 MPa,2 种计算方法所获数值相对一致。

由于聚丙烯网片的应力应变曲线的初始段的线性变形部分的最大应力值已大于尿道壁的极限应力,因此线性拟合该部分曲线,计算弹性模量。拟合优度检测提示 R^2:(0.981 ± 0.013),聚丙烯网片为线弹性,其弹性模量 E 为定值:(6.977 ± 1.095) MPa。

2.4　应变与弹性模量及厚度的关系

根据 Laplace 定律,尿道壁在腹压增加时的环向应力与自内向外的跨壁压 P 和尿道半径 r 成正比,与尿道厚度 H 成反比。应力是弹性模量和应变的积,因此有:

$$E\varepsilon = \frac{Pr}{H} \tag{5}$$

转换后有:

$$\varepsilon = \frac{Pr}{PH} \tag{6}$$

公式(6)提示:跨壁压 P、尿道半径 r 二者确定时,应变 ε 与弹性模量和厚度的积(EH)成反比。EH 值可以看成管壁抵抗腔内压,限制膨胀变形的指标,EH 值越大,则变形量越小。尿道下植入的网片紧贴尿道壁组织,可协同尿道壁抵抗腔内压,限制尿道膨胀开放。根据弹性模量和厚度值,尿道壁的最大 EH 为 1.45 ~ 1.47,而聚丙烯网片的 EH 值为 2.93,约为前者的 2 倍。植入网片后尿道壁和聚丙烯网片共同 EH 值最大可达 4.38 ~ 4.40。植入手术后的 EH 值至少约为术前的 3 倍,则应变降为 1/3。

3　讨论

1994 年,Delancey 提出了吊床假说,认为阴道前壁和盆底筋膜形成吊床样结构,而膀胱颈和尿道就位于该吊床结构上,吊床结构与盆底韧带、盆底肌如耻尾肌,肛提肌等相连。当静息状态,盆底筋膜的被动张力维持吊床结构,当腹压增加时盆底肌的收缩牵拉吊床结构,可以绷紧吊床,挤压位于吊床上的尿道,增强尿道内压。如果吊床结构松弛,腹压增加时,吊床结构不能有效协助尿道内压增加,则发生尿失禁[3]。IVS、TVT-O 等一系列手术的成功也验证了吊床假说的合理性,但具体的力学机制尚不明确。

对压力性尿失禁的相关力学研究,有学者发现压力性尿失禁等的盆底功能障碍性疾病,存在支持组织生物力学性质进行性减退现象[8]。Lose 等[9]发现人尿道壁的力学特性特别是膀胱颈和中段尿道的力学特性对 SUI 的发病具有重要意义,Arner 等[10]的研究显示雌性环向肌和纵向肌缩短的速率不同,在尿道开闭中的作用也不同。Prantil 等[11]研究雌性大鼠的下尿路在生理条件下和 SUI 病理变化下的力学性质的变化,发现产伤可降低尿道壁的力学性能,可能是产伤为压力性尿失禁的高危因素的原因。也有学者研究了 6 种不同的尿道吊带材料,进行拉伸试验观察其拉力-伸长情况,发现仅仅凭力学特性难于对不同的吊带材料进行比较,建议高弹性模量的材料用于经闭孔的手术以提供良好的盆地支持作用;而建议将低弹性模量的吊带用于耻骨后的手术[12]。

本研究比较聚丙烯网片和雌性尿道力学性能、作用方式。猪相对于大鼠、兔等小型哺乳动物,其体型大小更接近于人类,用于下尿路的试验研究更具合理性。本研究发现,聚丙烯网片的独特力学特性适于尿道下植入治疗 SUI。纯粹的聚丙烯板具有极高的强度,在 20 ℃下的弹性模量为(1060 ± 140) MPa,极限应力为(19.1 ± 2.6) MPa,极限应变是(0.206 ± 0.046)[13]。聚丙烯板材和生物软组织相比,弹性模量高上千倍,极限应力高近百倍,而极限应变仅为后者的几分之一,不适于用于人体软组织的植入。而聚丙烯纤维以一定纤维密度进行有序排列编制后获得的网片,具有独特的力学特性:数倍于尿道壁最大弹性模量的"表观"弹性模量,稍高于尿道壁的极限应力和稍低于尿道壁的极限应变,编织方式使网片更柔软,合适的厚度易于植入且对原解剖层次影响小,这些特性保证了聚丙烯网片具有一定的强度能替代松弛的盆底"吊床"结构,增强对下尿路的支持,又能保证聚丙烯网片足够柔软能按手术需要放置。本结果提示,聚丙烯网片可降低尿道壁变形至原来的 1/3,而实际生理载荷下,尿道壁的弹性模量远小于其最大弹性模量,而聚丙烯网片的弹性模量相对恒定,聚丙烯网片的 EH 值较尿道壁的实际 EH 更大,对尿道壁提供较好的支持作用。

"整体理论"认为,耻骨尿道韧带位于尿道中段,正常的功能需要充分的紧张度。当在用力时耻骨尾骨肌向前收缩牵引阴道前壁压迫尿道,肛提肌板和肛门纵肌向后、向下牵拉膀胱颈。耻骨尿道韧为上述肌肉提供"锚定点",尿道被双向牵拉而被闭合。若耻骨尿道韧带松弛,用力时膀胱颈被肛提肌板和肛门纵肌向后牵拉导致尿道开放。因此耻骨尿道韧带的正常紧张度在尿道的闭合中起重要作用[4,14]。在尿道中段下植入的聚丙烯网片吊带,静息状态未被牵拉维持无张力状态;用力时被拉伸时,由于相对于生物组织具备较高的 EH 值,具有变形量小,位置相对固定的特点,可增强耻骨尿道韧带的"锚定作用",从而平衡盆底肌的双向牵拉,维持尿道闭合。

既往的研究发现评估尿道下吊带材料,单纯考虑力学因素不足以评估吊带的性能[11]。本研究中,提出 EH 值的概念,在力学指标基础上增加了对网片结构的考量,相对更全面的评估材料的性能,如前所述,EH 值可以间接反映抵抗变形的能力,反映了材料增强盆底吊床结构和加强耻骨尿道韧带锚定。当其他条件相同,弹性模量 E 越高,则 EH 增大,增强盆底吊床的效

果也较好,该结论与之前研究的结论相一致[11]。网片在体内的对吊床结构的作用还受其他因素影响,例如吊带的尺寸、编织方式,吊带纤维的表面处理,手术的术式,吊带在植入后的固定等,对吊带更进一步的力学研究需要完善对这些影响因素的分析。

尿道壁发生变形,尿道开放和关闭是一个力学过程,从力学角度研究尿道自身生理条件和病理条件下的力学特点,研究尿道下吊带植入术影响尿道旁力学环境的变化进而改变尿道病理活动,可以帮助我们深入认识压力性尿失禁的病因、机制,改进其治疗手段。目前该领域的研究刚刚兴起,本课题中仅测量了雌性猪尿道壁和医用聚丙烯网片的力学特点和探讨了聚丙烯对尿道壁变形的影响,仍存在多个热点需要进一步研究,例如:盆底肌和盆底筋膜表现为什么样的力学特性? 它们的力学特性和治疗用的吊带相比如何? 吊带如何与它们协同作用? 临床上除了聚丙烯材料,还存在多种其他类型吊带材料,这些各种材料的力学特点存在什么异同? 这些问题都需要我们进一步研究才能解答,而部分研究已经在进行当中。

参考文献:

[1] Messelink B, Benson T, Berghmans B, *et al*. Standardization of terminology of pelvic floor muscle function and dysfunction: report from the pelvic floor clinical assessment group of the International Continence Society [J]. Neurourol Urodyn, 2005,24(4):374 - 380.

[2] Norton P, Brubaker L. Urinary incontinence in women [J]. Lancet, 2006, 367(9504): 57 - 67.

[3] DeLancey J O. 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.

[4] Petros P E, Ulmsten U I. An integral theory of female urinary incontinence. Experimental and clinical considerations [J]. Acta Obstet Gynecol Scand Suppl, 1990, 153:7 - 31.

[5] 陈信良, 刘 彧, 童晓文,等. 改良经闭孔尿道中段悬吊术治疗女性压力性尿失禁的临床效果评价[J]. 中华泌尿外科杂志,2007, 28(8):555 - 557.

[6] 夏 红,樊伯珍,陈信良,等.经阴道无张力尿道中段悬带成形及悬吊术治疗女性压力性尿失禁47例分析 [J]. 中国实用妇科与产科杂志, 2005,21(4):233 - 234.

[7] Xiong J, Wang S M, Zhou W, *et al*. Measurement and analysis of ultimate mechanical properties, stress-strain curve fit, and elastic modulus formula of human abdominal aortic aneurysm and nonaneurysmal abdominal aorta [J]. J Vasc Surg, 2008, 48(1):189 - 195.

[8] 雷玲玲. 盆底功能障碍性疾病患者阴道组织的生物力学研究 [D]. 福州: 福建医科大学, 2006.

[9] Lose G, Colstrup H. Mechanical properties of the urethra in healthy and stress incontinent females: dynamic measurements in the resting urethra [J]. J Urol, 1990, 144(5):1258 - 1262.

[10] Arner A, Mattiasson A, Radzizewski P, *et al*. Shortening velocity is different in longitudinal and circular muscle layers of the rabbit urethra [J]. Urol Res, 1998, 26(6):423 - 426.

[11] Prantil R L, Jankowski R J, Kaiho Y, *et al*. Ex vivo biomechanical properties of the female urethra in a rat model of birth trauma[J]. Am J Physiol Renal physiol, 2007, 292(4):F1229 - F1237.

[12] Pariente J L, Villars F, Bram R, *et al*. Mechanical evaluation of various suburethral tapes used for the treatment of stress urinary incontinence [J]. Prog Urol, 2005, 15(6):1106 - 1109.

[13] 张忠君,胥德峰. 不同温度下聚丙烯塑料板拉伸与弹性模量试验研究[J]. 试验技术与试验机, 2005, 45(3):18,33.

[14] Petros P. The female pelvic floor: function, dysfuncion and management according to the integral theory[M]. 2nd ed. Berlin: Springer medicine collection,2006: 25.

(编辑 王 红)

(上接1842页)

管黏膜充血水肿,加之肝移植术后胆管的血运主要依靠肝动脉供血,不像正常胆管有丰富的侧支循环供血[1],因此胆道对缺血的程度明显降低。开腹手术解剖胆管对胆道血运而言又是一次严重的破坏。术后胆道缺血无疑又引起血运较差部位的炎症反应,可导致假性动脉瘤的形成。假性动脉瘤一旦破裂后由于周围炎症包裹,血液较少进入腹腔,而是注入与其相邻、管壁已遭损伤、压力较低的胆道。本例患者术前有胆管炎,术后第13天出现胆道出血,可能是胆道炎症侵蚀贯通周围血管而形成胆管血管瘘而造成大出血。

诊断:本例患者术后出血的初始表现为胆道引流管引流出鲜红色血液和胃肠道出血。行DSA检查均证实为胆道出血,见明显假性动脉瘤破裂出血。因此,胆道外引流是观察胆道出血的重要窗口。作者认为开腹处理肝移植术后有胆管炎的患者应放置胆道外引流,其理由是:胆道外引流不仅有利于胆道减压、促进胆道黏膜修复,并且可作为诊断胆道出血的手段。同时DSA是明确胆道出血部位的有效检查手段[2],使治疗措施有的放矢。另外,该患者术后第5天出现腹痛虽经处理疼痛缓解,但不排除因假性动脉瘤形成所致的可能,值得注意。

治疗:超选择性肝动脉栓塞术治疗胆道出血是近几年兴起的一种介入手段,该方法简便安全,具有创伤小、疗效确切等优点[3],被认为是首选的治疗方法。本例患者是经该方法治愈的。选择性肝动脉造影及栓塞是诊断并治疗胆道出血的有效手段之一,介入栓塞治疗比传统的手术方法有疗效确切,几乎无创的优点,极具推广价值。作者认为对于出血量大的患者,若条件允许,即使DSA不能达到立即完全止血,也可明确出血部位,减少出血量,为手术探查止血创造条件。

关键词: 肝移植;胆道

中图法分类号: R619.1 **文献标识码**: B

参考文献:

[1] 刘永锋,李桂臣,吴 刚,等. 肝移植术后胆道并发症的防治[J]. 中华外科杂志,2008,46(12):911 - 913.

[2] 易述红,陆敏强,杨 扬,等. ERCP和PTC介入治疗肝移植术后胆道并发症的作用比较[J]. 中华消化外科杂志, 2007, 6(5): 337 - 339.

[3] 李荣富, 王大健,曾自三. 胆道大出血的介入栓塞治疗(附7例报告)[J]. 广西医科大学学报,2006,23(4):653.

(编辑 栾 嘉)