

拉伸法测 Mersilk 缝合线的力学性能

刘小利,袁小燕,牛晓东
长治医学院基础医学部,山西 长治 046000

【摘要】为了获得非吸收性 Mersilk 缝合线的力学性能,用 JCD3 型读数显微镜代替 JC10 型读数显微镜改进了 FD-YC-II 型杨氏模量测定仪,利用拉伸法测量 1-0 型 Mersilk 缝合线在加载、卸载时的轴向伸长量,得到了拉伸 Mersilk 缝合线的应力-应变曲线与滞后回线,测得 Mersilk 缝合线直径为 (0.372 ± 0.003) mm、拉伸强度为 (320.87 ± 4.64) MPa、断裂伸长率为 $(11.91 \pm 0.11)\%$ 、杨氏模量为 (65.91 ± 0.88) MPa,并测定了应力-应变滞后回线。实验结果表明,用 FD-YC-II 型杨氏模量测定仪测定手术缝合线力学性能的实验方法简单、结果可靠,可以为医学临床应用提供数据参考,也可用于医学物理实验教学。

【关键词】拉伸法;缝合线;应力-应变曲线;力学性能

【中图分类号】R318.01

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)11-1342-04

Mechanical properties of Mersilk suture measured by stretching method

LIU Xiaoli, YUAN Xiaoyan, NIU Xiaodong

Department of Basic Medicine, Changzhi Medical College, Changzhi 046000, China

Abstract: In order to obtain the mechanical properties of non-absorbable Mersilk suture, FD-YC-II Young's modulus tester is improved by replacing JC10 reading microscope with JCD3 reading microscope. The axial elongations of Mersilk suture of 1-0 type under loading and unloading are measured by stretching method, so as to obtain the stress-strain curve and hysteresis loop of Mersilk suture. The experiment shows that the diameter, tensile strength and elongation at break of Mersilk suture are (0.372 ± 0.003) mm, (320.87 ± 4.64) MPa and $(11.91 \pm 0.11)\%$, respectively; and that Young's modulus is (65.91 ± 0.88) MPa. Moreover, stress-strain hysteresis loop is determined in the experiment. Using FD-YC-II Young's modulus tester for the determination of mechanical properties of Mersilk suture is very simple and the obtained result is reliable. The proposed method can be used to provide data reference for clinical application, and can also be used in college physics experiment teaching.

Keywords: stretching method; suture; stress-strain curve; mechanical property

前言

医用缝合线按照吸收性分为非吸收性缝合线和可吸收缝合线^[1-2]。医用丝线由蚕丝经脱胶涂蜡后编织或捻合而成,是一种常见的非吸收性手术缝合线^[3]。由于丝线具有良好的打结强度、易于操作等优点,在眼科、神经外科和心血管外科中很受欢迎^[4-5]。最具代表性的医用丝线是 ETHICON 公司生产的 Mersilk 缝合线, Mersilk 缝合线采用天然丝线,在拉力下经编织而成。医用缝合线的力学性能一般使用万能材料实验机进行拉伸测定,但是一般的院校并不具备该实验装置。本实验改进 FD-YC-II 型杨氏模量测定仪,采用拉伸法测 Mersilk 缝合线的力学性能。

1 实验方法

FD-YC-II 型杨氏模量测定仪的支架顶端设有样品夹持装置,样品下端的夹持装置连接一小圆柱,圆柱中部的平面上有细横线供读数用,小圆柱下端附有砝码盘。两个夹持装置之间的距离即为样品的实际长度。JC10 型读数显微镜用来观测样品下端小圆柱中部平面上细横线位置及其变化,其目镜前方分划板的刻度范围 0~8 mm,无法测量比较大的形变。本实验用 JCD3 型读数显微镜代替 JC10 型读数显微镜测细横线位置:旋转 JCD3 型读数显微镜并固定,使测微鼓轮朝上,镜筒及物镜正对样品下端的小圆柱平面,如图 1 所示。

1-0 型 Mersilk 缝合线购于美国 ETHICON 公司,随机抽取不同生产批次的 5 根缝合线作为实验材料,相同的实验过程重复 5 次。室温下,将 1-0 型 Mersilk 缝合线从包装中取出后沿竖直方向用上、下两个夹具拉直。JC10 型读数显微镜沿着支架上下移动分别

【收稿日期】2019-06-25

【基金项目】长治医学院校级教学改革创新项目(J2016013)

【作者简介】刘小利,讲师,硕士,主要从事医学物理学研究, E-mail: 16983934@qq.com

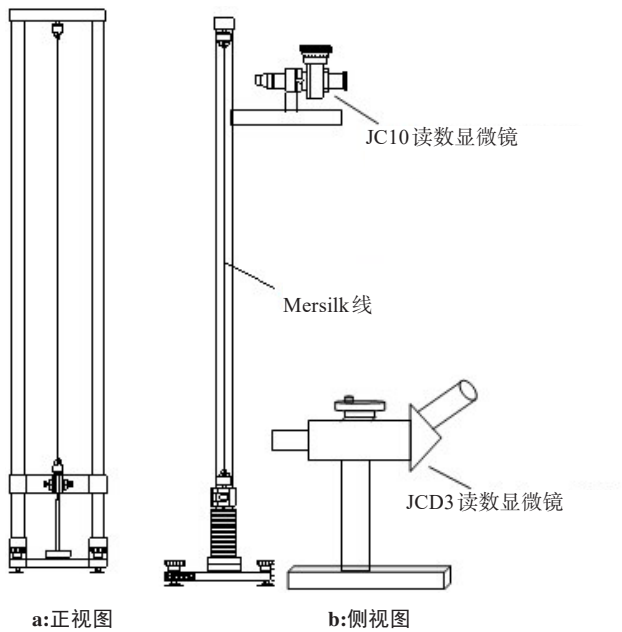


图 1 实验装置
Fig.1 Experimental installation

测 Mersilk 缝合线在 1/4、2/4 和 3/4 处 3 个不同位置的直径平均值作为每根缝合线的实际直径 d , 数据见表 1。每次实验要求缝合线的初始长度相同, 卷尺测量两个夹具之间的距离即 Mersilk 缝合线的初始长度 $l_0=24.00\text{ cm}$ 。JCD3 型读数显微镜记录此时小圆柱上的细横线指示的刻度 Y_0 。

2 实验结果及分析

2.1 应力-应变曲线

从 100 g 开始, 每 100 g 增加一次砝码直到 Mersilk 缝合线被拉断为止, 缝合线被拉断时的砝码质量为最大载荷 m_{\max} , 拉伸强度为 σ_{\max} , 断裂伸长率为 ε_{\max} , 测量数据见表 1。

应力计算公式为:

$$\sigma_i = \frac{m_i g}{\frac{1}{4} \pi d^2} = \frac{4 m_i g}{\pi d^2}$$

(1)

表 1 实验数据表
Tab.1 Experimental data

参数	组别					$\bar{x} \pm s$
	1	2	3	4	5	
d/mm	0.368	0.375	0.379	0.365	0.374	0.372 ± 0.003
m_{\max}/kg	3.40	3.50	3.70	3.60	3.60	3.52 ± 0.06
σ_{\max}/MPa	313.43	310.71	321.57	337.34	321.30	320.87 ± 4.64
$\varepsilon_{\max}/\%$	11.71	11.83	12.07	12.25	11.68	11.91 ± 0.11
E/MPa	65.63	63.53	64.68	67.31	68.40	65.91 ± 0.88

d : 直径; m_{\max} 最大载荷; σ_{\max} : 拉伸强度; ε_{\max} : 断裂伸长率; E : 杨氏模量

其中, m_i 为下挂砝码质量。

应变计算公式为:

$$\varepsilon_i = \frac{\Delta l_i}{l_0} \times 100\% = \frac{Y_i - Y_0}{l_0} \times 100\%$$

(2)

其中, Y_i 为拉伸过程中 JCD3 型读数显微镜测得的细横线位置, 读数越小表示拉伸长度越大。对应测量数据代入式(1)和式(2), 利用 Excel 软件计算应力和应变。实验过程中认为直径不变, 此处的应力、应变为工程应力和工程应变, 反映的是材料的整体性质^[6-7]。

对表 1 的 5 组数据进行 Pearson 相关性分析, 得出两两相关系数均大于 0.99, 经显著性检验, $P < 0.01$, 说明每组数据相似度高, 实验结果可靠, 重复性好。以第 3 次实验为例, Excel 软件处理数据, 并对应力-应变曲线进行三阶多项式拟合^[8], 三阶拟合公式为:

$$\sigma = 0.221\ 3e^3 - 5.651\ 9e^2 + 64.679e + 10.546$$

(3)

其中, ε 表示应变, σ 表示应力, 单位为 MPa, $R^2=0.999\ 8$ 。

缝合线完整的拉伸应力-应变曲线如图 2 所示。由图 2 可以看出三阶拟合公式很好地描述了拉伸 Mersilk 缝合线的应力-应变曲线, 曲线形式和 Chu^[9] 和 Naleway 等^[10] 的实验结果一致。本实验以 1-0 型 Mersilk 缝合线为研究对象, Chu 和 Naleway 的实验材料分别是 2-0 型和 3-0 型的 Mersilk 缝合线。相同材料、不同规格缝合线的拉伸强度、杨氏模量等力学性质并不相同, 但是却具有形状相似的应力-应变曲线; 而对于不同材料的缝合线, 即使具有相同的拉伸强度, 应力-应变曲线也不相同, 因此可根据应力-应变曲线的具体形状来区分不同材料的缝合线^[9-11]。

从图 2 可看出, 拉伸 Mersilk 缝合线的应力-应变曲线没有明显的屈服点。拉伸初期应变小于 4% 时曲线较陡, 随着应变增大, 曲线斜率逐渐减小, 应力随应变增加较为均匀, 这可能和蚕丝纤维的结构有

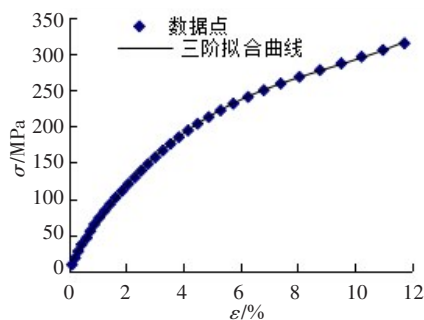


图2 Mersilk缝合线的应力-应变曲线

Fig.2 Stress-strain curve of Mersilk suture

关^[12]。Mersilk缝合线是由脱胶后的蚕丝编织而成,主要包含丝素纤维。丝素是一种纤维状蛋白,由表层的无定形区和内部的结晶区组成。无定形区的大分子取向度较低,使得Mersilk缝合线具有较高的拉伸变形能力,因此在应变大于4%后曲线较为平缓。

2.2 拉伸强度

由表1可知,1-0型Mersilk缝合线的拉伸强度平均值为320.87 MPa。断裂伸长率平均值为11.91%。

Abiri等^[13]的实验结果表明随着拉伸速度(或应变率)的增大,同一规格Mersilk缝合线的拉伸强度也随之增加,但差异并不显著。本实验拉伸Mersilk缝合线共增加砝码34次,增加一次砝码所用时间约为60 s,基本保证了应变速率近似恒定,可以忽略应变速率对Mersilk缝合线力学性能的影响。本实验的研究对象是美国药典(USP)中的1-0型非吸收手术缝合线,其线径规格为0.350 mm。Abiri等^[13]的实验没有测量缝合线直径,而是根据缝合线规格计算缝合线的横截面积,并将其用于抗拉强度计算,得到1-0型Mersilk缝合线的抗拉强度为 (40.46 ± 2.44) kN·cm²,即 (404.6 ± 24.4) MPa。而本实验测定的Mersilk缝合线直径平均值为0.372 mm,计算出的抗拉强度平均值为320.87 MPa,因此缝合线的实际直径是造成抗拉强度存在误差的主要原因^[14-15]。另一可能原因是缝合线夹持装置对缝线结构的影响,会使得缝合线总是在靠近夹具处断裂,拉伸强度减小,因此在实验过程中要保证夹具和缝合线之间既不能打滑,也不能夹得太紧使得缝合线在靠近夹具处结构改变造成缝合线提前断裂,拉伸强度减小。

2.3 杨氏模量

由图2可看出,Mersilk缝合线的应力-应变曲线起始部分不是直线,杨氏模量 E 可用起始切线模量(初始模量)来定义,起始切线模量为应力-应变曲线在原点的斜率^[4-6]:

$$E = \left. \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \right|_{\varepsilon=0} \quad (4)$$

将拟合式(3)代入式(4)计算杨氏模量,数据见

表1。杨氏模量平均值为65.91 MPa。杨氏模量可以反映缝合线的刚度^[11],杨氏模量越小缝合线的刚度越小,弹性就越大,在给定应力下,缝合线越容易被拉伸。

2.4 滞后回线

拉伸法可以测一般金属丝的滞后现象^[16],也可以测具有超弹性的金属材料的滞后环^[17],Mersilk缝合线的原料蚕丝属于天然高分子材料^[18],具有粘弹性,有比较大的拉伸变形能力,用拉伸法可以测出其滞后回线。

将1-0型Mersilk缝合线用两个夹具拉直,从100 g开始,每100 g增加一次砝码,将Mersilk缝合线拉伸至应变约为4%之后每100 g卸载一次砝码,每次加载、卸载砝码所用时间均为60 s,测Mersilk缝合线的加载卸载应力-应变曲线,如图3所示。

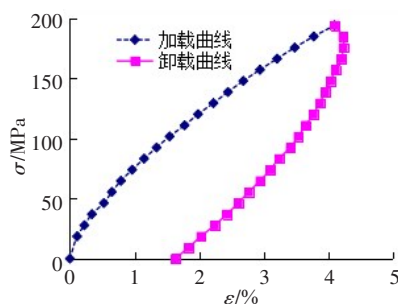


图3 加载卸载应力-应变滞后回线

Fig.3 Stress-strain hysteresis loops under loading and unloading

从图3可以看出,Mersilk缝合线的卸载曲线和加载曲线不重合,滞后现象明显。卸载初期Mersilk缝合线不能及时回缩仍在伸长,曲线斜率为负值。随着卸载过程的进行,缝合线回缩、长度变小,曲线斜率变为正值,回缩幅度逐渐增大,曲线斜率逐渐减小。卸载结束后,形变不能完全恢复,残余应变约为1.6%,说明有永久性形变。应力-应变存在滞后现象说明加载时消耗于材料的变形功大于卸载时材料放出的变形功,因而有一部分变形功为材料所吸收。

3 结论

在FD-YC-II杨氏模量测定仪的基础上,用JCD3型读数显微镜测量拉伸Mersilk缝合线过程中的轴向形变,从而得出了1-0型Mersilk缝合线的拉伸应力-应变曲线,拉伸强度、断裂伸长率和杨氏模量,并测定了Mersilk缝合线的应力-应变滞后回线。实验具有可行性,测定Mersilk缝合线力学特性的实验方法简单,结果可靠,可以用于大学物理实验教学,有助于高等院校尤其是医药类专业学生了解黏弹性材料

的力学性质, 体会物理与医学的密切联系, 提高学生对物理实验的学习兴趣^[19-20], 还可以为临床医学工作者使用手术缝合线提供一定的数据参考。

【参考文献】

- [1] 秦冬雨, 王文祖. 医用缝合线的结构与性能[J]. 产业用纺织品, 2001, 19(10): 16-19.
QIN D Y, WANG W Z. Structure and property for medical suture[J]. Technical Textiles, 2001, 19(10): 16-19.
- [2] KING M W, GUPTA B S, GUIDOIN R. Biotextiles as medical implants[M]. Philadelphia: Woodhead Publishing Limited, 2013: 231-273.
- [3] THILAGAVATHI G, VIJU S. Silk as a suture material[J]. Advances in Silk Science and Technology, 2015: 219-232.
- [4] ALTMAN G H, DIAZ F, JAKUBA C, et al. Silk-based biomaterials[J]. Biomaterials, 2003, 24(3): 401-416.
- [5] TAJIRIAN A L, GOLDBERG D J. A review of sutures and other skin closure materials[J]. J Cosmet Laser Ther, 2010, 12(6): 296-302.
- [6] 何平笙. 高聚物的力学性能[M]. 第2版. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 2008: 219-220.
HE P S. Mechanical properties of polymers[M]. 2nd ed. Hefei: Press of Science and Technology University of China, 2008: 219-220.
- [7] BROOKS A E, STEINKRAUS H B, NELSON S R, et al. An investigation of the divergence of major ampullate silk fibers from Nephila clavipes and Argiope aurantia [J]. Biomacromolecules, 2005, 6(6): 3095-3099.
- [8] BROOKS A E, BROOKS B D, CREAGER M S, et al. Analyzing the clustering effects of major ampullate silk mechanical properties [J]. Biomed Sci Instrum, 2009, 45: 232-237.
- [9] CHU C C. Mechanical properties of suture materials: an important characterization[J]. Ann Surg, 1981, 193(3): 365-371.
- [10] NALEWAY S E, LEAR W, KRUZIC J J, et al. Mechanical properties of suture materials in general and cutaneous surgery[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2015, 103(4): 735-742.
- [11] HOLMLUND D E. Physical properties of surgical suture materials: stress-strain relationship, stress-relaxation and irreversible elongation [J]. Ann Surg, 1976, 184(2): 189-193.
- [12] 马艳, 李智, 冉瑞龙, 等. 蚕丝在生物医用材料领域的应用研究[J]. 材料导报, 2018, 32(1): 86-92.
MA Y, LI Z, RAN R L, et al. Research on application of silk in biomaterial field[J]. Materials Review, 2018, 32(1): 86-92.
- [13] ABIRI A, PAYDAR O, TAO A, et al. Tensile strength and failure load of sutures for robotic surgery[J]. Surg Endosc, 2017, 31(8): 3258-3270.
- [14] NOBILE L, CHECCHI L, MONACO G. Experimental analysis of tensile properties of some suturing materials[J]. J Mater Sci Mater Med, 1997, 8(1): 53-56.
- [15] VON FRAUNHOFER J A, STOREY R S, STONE I K, et al. Tensile strength of suture materials[J]. J Biomed Mater Res, 1985, 19(5): 595-600.
- [16] 赵英. 金属丝在静态拉伸时滞后现象的观测[J]. 大学物理实验, 2016, 29(1): 46-47.
ZHAO Y. Investigation of the hysteresis phenomenon for a metal wire stretched statically[J]. Physical Experiment of College, 2016, 29(1): 46-47.
- [17] 张蓓, 宋西平. 利用光杠杆法测量金属丝的弹性滞后环[J]. 大学物理, 2007, 26(3): 38-40.
ZHANG B, SONG X P. Determination of elastic hysteresis loop of metal wires by mean of optical lever method[J]. College Physics, 2007, 26(3): 38-40.
- [18] CHARU V, KAPLAN D L. Silk as a biomaterial[J]. Prog Polym Sci, 2007, 32(8-9): 991-1007.
- [19] 童家明, 喀蔚波, 王晨光, 等. 医学类专业物理实验教学状况的比较分析[J]. 物理实验, 2017, 37(10): 36-43.
TONG J M, KA W B, WANG C G, et al. Current situation of physics experiment teaching in medical specialty[J]. Physics Experimentation, 2017, 37(10): 36-43.
- [20] 喀蔚波, 孙大公, 苑桂红, 等. 医药专业物理实验课程教学改革思考与实践[J]. 大学物理, 2016, 35(10): 46-51.
KA W B, SUN D G, YUAN G H, et al. Thinking and practice on teaching reform of physics experiment course for medical specialty[J]. College Physics, 2016, 35(10): 46-51.

(编辑: 薛泽玲)