

文章编号: 1671-0444(2018)02-0211-07

聚乳酸经编盆底修补网片的 制备与热定型工艺

鲁瑶^{a, b}, 陈艳春^{a, b}, 张佩华^{a, b}

(东华大学 a. 纺织面料技术教育部重点实验室; b. 纺织学院, 上海 201620)

摘要:聚乳酸(PLA)生物相容性较好,在人体内可降解且产物的安全性较高。采用直径为 0.138 mm 的国产 PLA 单丝,选用编链衬纬的经编网孔组织结构,在机号为 E20 的经编小样机上进行编织,制备得到可降解的 PLA 盆底修补网片。探讨了热定型工艺中的时间、温度对 PLA 网片的结构参数和力学性能的影响。结果表明,随着热定型温度的升高,网片的断裂强力增加,顶破强力降低,抗弯刚度增加,缝线拉脱力降低。网片在过高温度定型后性能改变明显,即网片变得更加脆硬并且易受冲击影响而发生断裂。网片在 120 和 130 °C 下热定型后力学性能相近,但是高温更有利于稳定网片的尺寸和形状。热定型时间对网片的性能的影响基本无固定规律可寻,但是时间过长易导致网片的纵向弯曲刚度增加。因此基于稳定的强力和较低的弯曲刚度,PLA 网片的热定型工艺选择温度为 130 °C,热定型时间为 10 min。以此工艺定型后的网片生物相容性显示:PLA 网片厚重的结构和刚硬的性能特点导致网片暴露(发生率为 13.33%),但是也使网片具有较低的收缩率(2.15±0.26)%。

关键词:盆底修补网片;聚乳酸;热定型;暴露;收缩

中图分类号:R 318.08; R 318.11 **文献标志码:**A

Fabrication of Polyactic Acid Pelvic Floor Repairing Mesh and Its Heat-Setting Process

LU Yao^{a, b}, CHEN Yanchun^{a, b}, ZHANG Peihua^{a, b}

(a. Key Laboratory of Textile Science & Technology, Ministry of Education,

b. College of Textiles, Donghua University, Shanghai 201620, China)

Abstract: Polyactic acid (PLA) material has good biocompatibility and degradability, its degradation product has high security. The PLA mesh was made of PLA monofilaments with diameter of 0.138 mm and knit structure of pillar/inlay stitch. The mesh was fabricated in the E20 raschel knitting machine. The effect of temperature and time in the heat-setting process on PLA mesh's structural parameters and mechanical property was discussed. The results reveal that with the increase of setting temperature, the mesh's breaking strength and bending stiffness are increased, the bursting strength and suture pulling-out force are decreased. The PLA mesh is largely changed after heat-setting under high temperature, with more brittle and stiffness which may be easily broken under large impact force. The PLA mesh has similar property under heat setting temperature of 120 and 130 °C, but mesh would have more stable size and shape with higher heat setting temperature. The heat setting time has no clear regularity on the mesh

收稿日期:2016-11-08

基金项目:高等学校学科创新引智计划资助项目(B07024)

作者简介:鲁瑶(1989—),女,江苏扬州人,博士研究生,研究方向为盆底修复补片的工艺与制备,E-mail:wly891207@126.com

张佩华(联系人),女,教授,phzh@dhu.edu.cn

property. However, the longitudinal bending stiffness would be increased with longer setting time. Therefore, the optimal heat setting process for PLA mesh is selected based on a stable strength and a suitable bending stiffness, that the temperature is 130 °C and time is 10 min. The biocompatibility of PLA mesh being heat set under the optimal parameters show that the thick and heavy structure and stiff property of PLA mesh lead to mesh exposure (13.33%) but also lead to a significantly low shrinkage of (2.15±0.26)%.

Key word: pelvic floor repairing mesh; polylactic acid; heat-setting; exposure; shrinkage

传统的盆腔重建方式均为对薄弱的组织进行反复加固,很难建立一个强健和稳固的盆底系统以对抗腹压强度,而应用网片不仅修补受损的组织,还可促使组织再生^[1-2]。近年来,利用人工合成网片进行盆底重建的手术得到广泛的推广,人工合成的不可吸收网片材料具有坚固和应用方便等特点,展现了一定的优势,但其所引发的并发症也随之而来,如感染和侵蚀,其发生率为 2%~3%^[3-4]。不可吸收材料的重量及整个网片的弹性都会影响修补材料的收缩性^[5]。有研究证实,在疝修补手术中组织结疤时会造成网片 20%~30%的收缩率^[6]。若使用不可降解材料制备盆底修补网片,同样也会导致类似的情况。

聚乳酸(polylactic acid, PLA)是美国食品与药品监督管理局(FDA)认可的生物医用材料,无毒且具有良好的生物相容性,常被用于组织工程或模仿细胞外基质,作为细胞生长等功能性材料^[7-8]。PLA在盆底和疝补片的应用主要以 PLA 作为涂层制备复合型补片为多。例如, Parietene Progrid (Sofradim Production, Coviden, France)就是一种将 PLA 涂层于聚丙烯(polypropylene, PP)补片上制成的具有免缝合功能的复合补片^[9]。文献^[10]将 PLA 纳米薄片在补片植入过程中贴合于组织上方,以期获得更好的组织相容性。文献^[11]制备出一种以 PLA 单丝编织而成的大孔补片,并证实这种补片具有明显较小的收缩率和炎症反应。以 PLA 材料制备的补片相比传统的 PP 补片具有更小的炎症反应,其可降解性还解决了补片长期植入发生迁移的风险。

本文选用可降解的 PLA 单丝为原料,制备出可吸收的盆底修补网片。通过将网片在不同的温度(120~140 °C)和时间(5~15 min)下热定型,探讨热定型工艺对网片的结构参数和力学性能的影响。基于稳定的强力和较低的弯曲刚度,选择适合 PLA 网片的热定型工艺并对网片的生物相容性进行研究。

1 试验部分

1.1 试验材料

本文所用的 PLA 单丝由东华大学纤维材料改性国家重点实验室研制,单丝直径为 0.138 mm,线密度为 16.65 tex,断裂强度为 28.829 cN/tex。单丝表面结构光滑(如图 1 所示)。PLA 的差示扫描量热(DSC)图谱如图 2 所示。从图 2 可以看出,PLA 于 145 °C 左右开始熔融,并在 166 °C 左右达到熔融峰值。

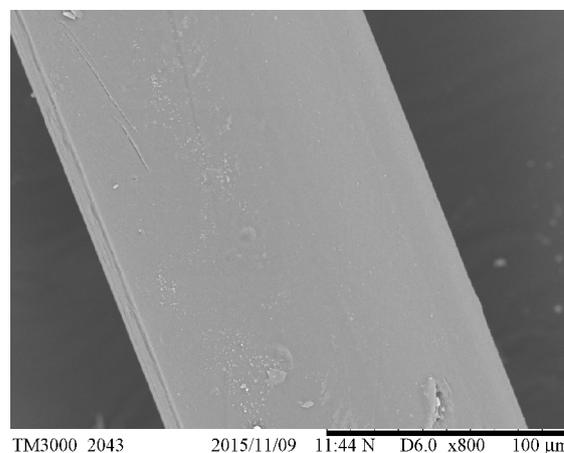


图 1 PLA 的显微镜照片

Fig. 1 Microscope image of PLA

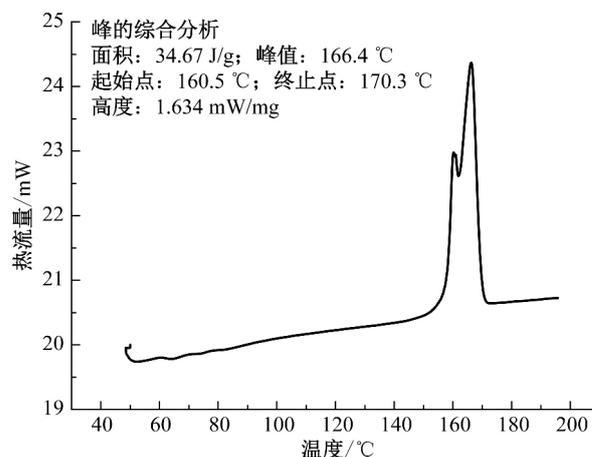


图 2 PLA 的 DSC 谱图

Fig. 2 DSC thermogram of PLA

1.2 PLA 盆底修补网片的结构设计与制备

为了在织物中形成网眼,必须使相邻纵行在部分横列中失去联系,这种采用经编织物形成网孔的方法是最常见的。

本文设计的 PLA 盆底修补网片,优先选择了三梳编链衬纬经编网孔组织,其垫纱工艺为

GB1:1-0/0-1//,满穿;

GB2:0-0/2-2/1-1/3-3/0-0/3-3/1-1/2-2/0-0/3-3//,1 穿 1 空;

GB3:3-3/1-1/2-2/0-0/3-3/0-0/2-2/1-1/3-3/0-0//,1 穿 1 空。

编链加衬纬组织是经编中形成孔眼最常用的一种方法,可形成方格、六角等多种孔眼形状^[12]。编链使得织物纵向延伸性小,具有较好的尺寸稳定性。衬纬纱起着横向连接、纵向加固的作用,同一横列的两把衬纬纱梳栉针背反向对称垫纱,使得织物结构更加稳定。本文制备 PLA 补片的步骤主要包括整经、编织和热定型。

1.2.1 整经

整经质量的好坏直接关系到织造过程能否顺利进行,以及织物质量的均匀和稳定^[13]。本文所用的试样整经线速度为 200 转/min,分纱人字筘 E24,一穿一空,盘头规格为 17.78 cm×17.78 cm(7 英寸×7 英寸),6 个盘头,每个盘头 69 根纱。

1.2.2 编织

PLA 盆底网片的上机密度为 9.8 横列/cm,送经量 GB1 为(2 250±50)mm/rack,GB2 为(830±50)mm/rack,GB3 为(810±50)mm/rack。

1.2.3 热定型

热定型是指通过加热使纤维及织物形态和尺寸保持相对稳定的过程^[14]。本试验选用 R-3 型自动定型烘干机,通过改变定型后网片的横密和纵密来实现定型张力的量化。试样所需裁剪的尺寸可通过下机纵横密、目标纵横密和针板尺寸计算得到,计算方法为

$$\begin{aligned} \text{横向定型长度} &= \frac{\text{目标横密} \times \text{针板横向长度}}{\text{下机横密}} \\ \text{纵向定型长度} &= \frac{\text{目标纵密} \times \text{针板纵向长度}}{\text{下机纵密}} \end{aligned} \quad (1)$$

针板尺寸固定为 280 mm×126 mm,PLA 织物下机后实测目标纵密和横密分别为 15 横列/cm 和 9.5 纵列/cm,热定型后盆底网片的纵密和横密所需要的目标密度分别为 10 横列/cm 和 8.3 纵列/cm。根据式(1)计算得到网片定型尺寸为 186 mm×110 mm。定型的温度和时间根据 PLA 的熔点确定,

即热定型温度为 120~140 °C,热定型时间为 5~15 min。对于热定型试验的设计见表 1 所示。

表 1 PLA 盆底修补网片的热定型工艺参数

Table 1 Heat-setting parameters of PLA pelvic floor repairing mesh

试样编号	热定型温度/°C	热定型时间/min
1#	120	5
2#	120	10
3#	120	15
4#	130	5
5#	130	10
6#	130	15
7#	140	5
8#	140	10
9#	140	15

1.3 PLA 盆底修补网片的性能测试

1.3.1 结构参数测试

(1) 厚度。参考 GB/T 3820—1997,采用 YG 141N 型数字式织物厚度仪测试试样厚度,取 10 次测试结果的平均值。

(2) 面密度。采用 FA 2004A 型电子天平,在温度为(20±2)°C、相对湿度为(65±2)%的恒温恒湿室里对调湿 24 h 的盆底修补网片进行称重,测试 5 次,取其平均值。

(3) 孔隙率。采用计算机图像处理方法计算网片孔隙率。用显微镜随机拍摄图像,将其导入计算机图像处理软件中进行处理。此处采用大律法阈值原理处理图像,按照图像的灰度特性,将图像分割成背景和目标,文中背景为织物孔隙部分,目标为织物。孔隙率(P)为背景像素点占整幅图像的百分比,其计算式为

$$P = \frac{(N_t - N_w)}{N_w} \times 100\% \quad (2)$$

式中: N_t 为总的像素点数; N_w 为白色像素点数。

1.3.2 力学性能测试

(1) 拉伸性能。参考 GB/T 3923.1—1997,试验采用仪器为 HD 026N+型电子织物强力仪。由于 PLA 盆底修补网片所织样品幅宽较小,仅为 14 cm,因此试样的经纬向测试规格按照测试标准缩小为 80 mm×20 mm,纵、横向试样各 5 块,夹持隔距为 80 mm,拉伸速度为 100 mm/min,预加张力为 2 N。

(2) 顶破性能。参考 GBT 19976—2005,试验采用仪器为 HD026N+型电子织物强力仪。试样为圆形,直径为 6 mm,试验机升降速度为 100 mm/min,隔距为 400 mm,每块试样测试 5 次。

(3) 抗弯刚度。参考 GB/T 18318—2001, 本试验将采用斜面悬臂法测量针织物纵横向弯曲长度, 纵横试样各 3 块。抗弯刚度的计算如式(3)所示。

$$G = m \times c^3 \times 10^{-3} \quad (3)$$

式中: G 为单位宽度的抗弯刚度, $\text{mN} \cdot \text{cm}$; m 为试样的面密度, g/m^2 ; c 为试样的平均弯曲长度, cm 。

(4) 拉脱强力。本试验采用 YG(B)026H—500 型医用纺织品多功能强力仪进行测试, 拉脱试验示意如图 3 所示。试样操作隔距为 100 mm, 预加张力为 0.1 N, 拉伸速度为 100 mm/min。试验中采用高强涤纶缝合线, 缝合线从距织物边缘 3 mm 处孔洞中穿过, 两端被上夹头夹住, 被测试样由下夹头固定。纵、横向试样各 5 块, 试样尺寸为 50 mm × 50 mm。

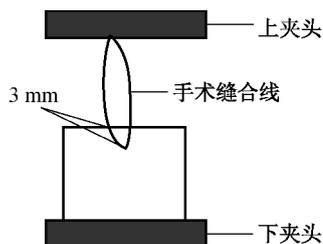


图 3 试样拉脱试验示意图

Fig. 3 Schematic program of suture pull-off measurement

1.3.3 生物相容性的测试

(1) 手术方法。30 只质量为 2.0~2.3 kg 的新西兰大白兔(同济大学附属同济医院动物饲养中心提供)被随机分为 2 组, 分别为 PLA 网片组与假手术对照组。使用补片的试验组中, 每只动物植入两张网片; 假手术对照组的操作方法与网片组相同。

手术中, 首先将动物背部脱毛后, 由耳缘静脉注射 3% 的麻醉剂戊巴比妥钠。背部纵向切开长约 3 cm 的切口, 钝性分离皮下筋膜, 将 5 cm × 3 cm 大小的补片平铺埋植于皮下, 在网片中央缝合固定(图 4)。埋植完毕后逐层缝合皮肤切缘。术后不使用抗生素, 试验期间所有动物均饲养在温度为 15~25 °C 和相对湿度为 60%~70% 的标准环境中, 每天定时

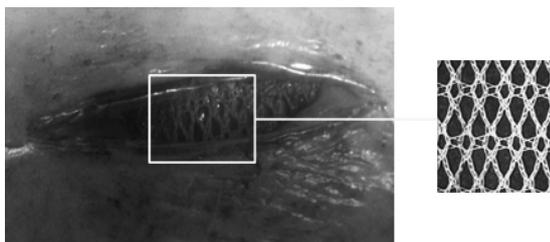


图 4 植入动物背部的 PLA 盆底修复网片

Fig. 4 The PLA mesh being implanted on the back of animal

补给饲料与水。每组的 5 只动物分别于 1 个月、3 个月、6 个月后采用空气栓塞法处死, 并将补片及其周围皮肤肌肉同时取材、固定。

(2) 补片-组织的大体观察。对试验期间的补片-组织复合物进行观察, 记录补片粘连、折叠、暴露等异常现象的发生率。

(3) 补片-组织的收缩率。收缩率采用补片-组织减少的面积与植入前面积比值表示。补片取出后立即采用透明薄膜描绘其轮廓边缘, 并将图片输入电脑中, 通过 Photoshop CS6 读取补片图像部分的像素值, 计算其与植入前图像像素的比值, 即得到补片收缩率。每组随机抽取 3 个样品进行测试, 结果以重复试验的平均值与标准差表示。

2 结果与讨论

2.1 PLA 盆底修补网片的结构参数

经过不同热定型工艺后 PLA 网片的结构参数如表 2 所示。由表 2 可知, PLA 网片属于重量型网片, 网片的面密度为 87.88~97.35 g/m^2 , 厚度为 0.593 9~0.703 7 mm, 孔隙率达到 63.77%~69.21%。其中 7# 试样面密度最小, 孔隙率相对最大。温度对网片的面密度影响较为明显, 温度每升高 10 °C, 面密度平均减少 2 g/m^2 左右, 厚度平均减少 0.02~0.03 mm, 孔隙率平均增大 0.8% 左右。而当温度不变时, 采用更长的定型时间导致网片的面密度增加, 但对厚度以及孔隙率的影响不明显。

表 2 PLA 盆底修补网片的结构参数
Table 2 Structural parameters of PLA mesh

试验编号	面密度/ $(\text{g} \cdot \text{m}^{-2})$	厚度/mm	孔隙率/%
1#	96.81	0.693 6	64.23
2#	95.03	0.676 6	65.74
3#	97.35	0.657 6	64.26
4#	93.43	0.703 7	63.77
5#	91.99	0.605 8	66.44
6#	95.66	0.644 6	66.40
7#	87.88	0.633 6	69.21
8#	91.40	0.650 2	65.36
9#	94.50	0.593 9	64.25

2.2 PLA 盆底修补网片的力学性能分析

2.2.1 断裂强力

热定型后的 PLA 盆底修补网片的纵向断裂强力为 94.3~186.7 N, 横向断裂强力为 25.1~74.3 N。定型温度和定型时间对 PLA 盆底修补网片

纵、横向断裂强力的影响情况如图 5 所示。由图 5 可知,网片的断裂强力随着定型温度的升高总体呈增加趋势。以温度 140 °C 定型后的 PLA 网片在纵、横向皆具有最大的强力;但是当定型温度从 120 °C 升高至 130 °C 时,网片的强力基本无变化。这可能是由于网片在 140 °C 条件下加热一段时间后,PLA 单丝的热收缩现象严重,造成网片的线圈分布更为紧密。定型时间的变化对 PLA 网片的断裂强力的影响无明显的规律,增加定型时间并未造成网片强力的明显损失。

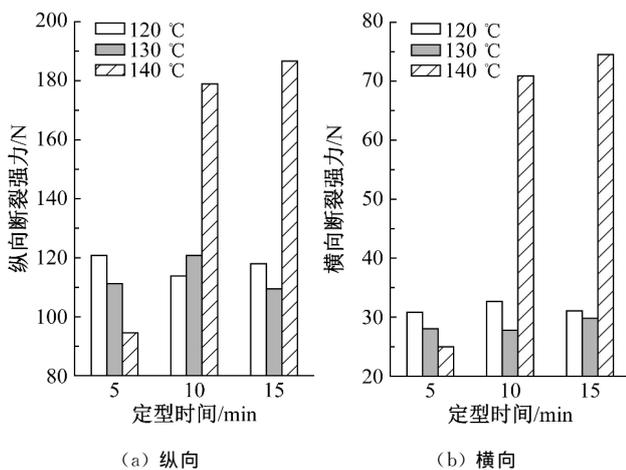


图 5 温度和时间对 PLA 盆底修补网片断裂强力的影响
Fig. 5 The effect of temperature and time on the tensile strength of PLA mesh

2.2.2 顶破强力

热定型后 PLA 盆底修补网片的顶破强力为 120.2~184.6 N。温度和时间对网片顶破强力的影响如图 6 所示。由图 6 可知,顶破强力随着定型温度的升高显著降低,在温度为 140 °C 的条件下定型后的 PLA 网片具有最低的顶破强力。与断裂强力

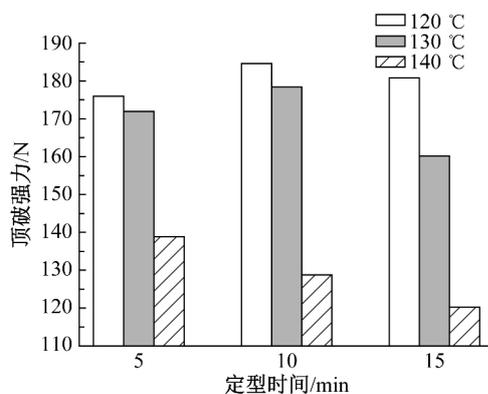


图 6 温度和时间对 PLA 修补网片顶破强力的影响
Fig. 6 The effect of temperature and time on the bursting strength of PLA mesh

相似,定型时间对顶破强力无明显影响。

2.2.3 抗弯刚度

PLA 网片经过定型后的纵向抗弯刚度为 234.04~522.72 mN·cm,横向抗弯刚度为 44.13~87.59 mN·cm。PLA 网片的编链衬纬结构决定了其方向性特征,即网片沿纵向硬挺而横向较为柔软。温度和时间对 PLA 网片抗弯刚度的影响如图 7 所示。由图 7 可知,随着定型温度的升高,网片的纵、横向弯曲刚度明显增加,PLA 网片变得更加刚硬。随着定型时间的增加,纵向弯曲刚度呈增加趋势,而横向弯曲刚度降低。结合断裂强力的试验结果可知,网片定型后由于单丝的收缩变得更为紧密,而网片的收缩主要沿弹性更好的横向进行,导致网片的孔眼变得更为细长,因此网片的纵向弯曲刚度增加而横向弯曲刚度降低。

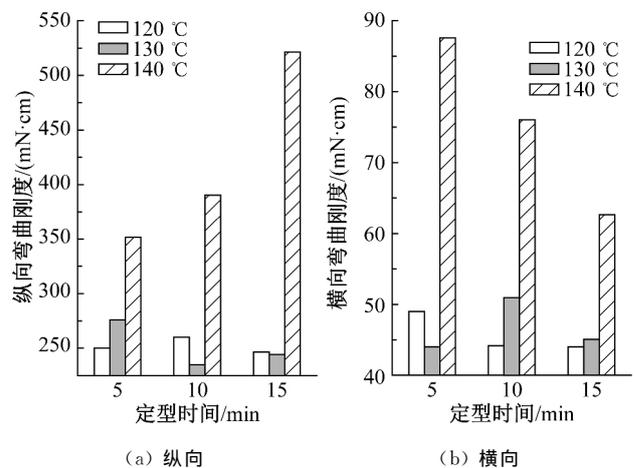


图 7 温度和时间对 PLA 盆底修补网片抗弯刚度的影响
Fig. 7 The effect of temperature and time on the bending stiffness of PLA mesh

2.2.4 缝线拉脱强力

PLA 盆底修补网片的纵向缝合线拉脱强力为 5.27~13.99 N,横向缝合线拉脱强力为 21.03~33.6 N。温度和时间对 PLA 网片缝线拉脱力的影响如图 8 所示。由图 8 可知,随着定型温度的升高,网片的缝线拉脱力呈降低的趋势。网片的缝线拉脱力随定型时间的变化并不明显,并且无规律可寻。

总体而言,相比定型时间,定型温度对 PLA 网片的结构参数以及力学性能的影响更为显著。随着温度的升高,网片的断裂强力增加,顶破强力降低,抗弯刚度增加,缝线拉脱强力降低。网片在高温定型后性能改变明显,网片变得更加脆硬并且易受冲击的影响发生断裂。因此过高的热定型温度并不适合于 PLA 网片。但是温度过低又易导致网片定型不充分,孔眼形状发生变化。试验中发现,定型温度

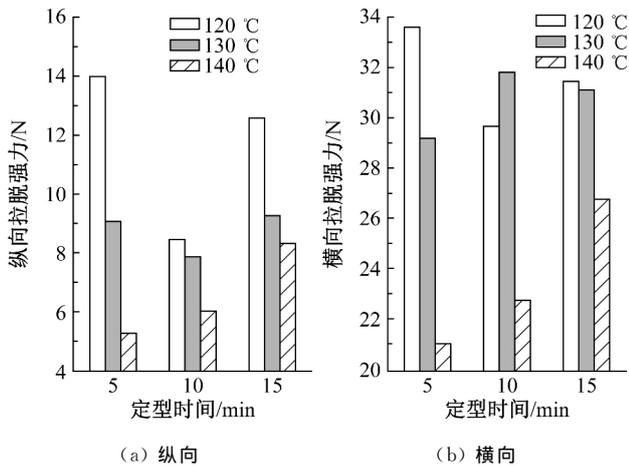


图 8 温度和时间对 PLA 盆底修补网片缝合线拉脱强力的影响

Fig. 8 The effect of temperature and time on the suture pull-off force of PLA mesh

为 120 和 130 °C 所对应网片的力学性能极为相近, 但是以 130 °C 热定型后的网片尺寸更为固定。基于希望网片具有稳定的强力以及较低的弯曲刚度, 选择 PLA 网片的热定型工艺参数为温度 130 °C 和时间 10 min。

2.3 PLA 盆底修补网片的生物相容性分析

2.3.1 网片-组织的大体情况观察

PLA 网片暴露出体外的状况如图 9 所示。暴露是指补片通过磨损周围组织, 导致皮肤溃败并露出体外的现象。网片在植入动物体后的期间, 发现部分补片暴露出体外并且伴随着周围组织的脓肿和感染, 补片暴露的发生率为 13.33% (4/30) 和假手术对照组相比具有统计学差异 ($P=0.018$)。PLA 网片的刚硬特点被认为是导致此现象的主要原因。

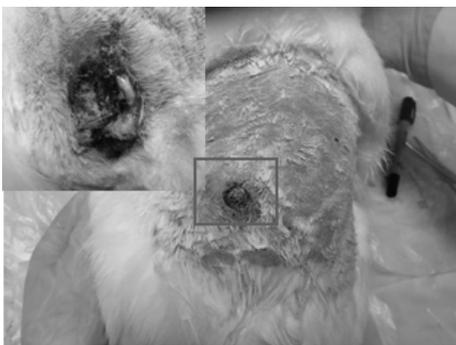


图 9 PLA 网片暴露出动物体外
Fig. 9 The exposure of PLA mesh

2.3.2 网片-组织的收缩率

PLA 网片的收缩现象如图 10 所示。PLA 网片的收缩率经测试为 $(2.15 \pm 0.26)\%$, 网片基本没有

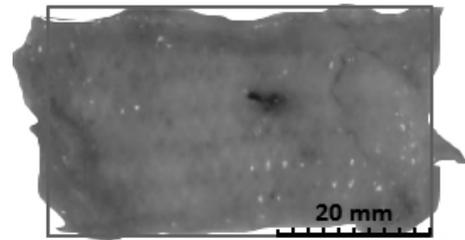


图 10 PLA 网片的收缩现象

Fig. 10 The shrinkage phenomenon of PLA mesh

出现大幅度的变形以及尺寸缩小的现象, 导致这一现象的主要原因是网片的厚重结构以及高刚度。厚重的结构使得网片不易受周围肌肉运动的影响, 网片不会被反复拉伸因而稳定了其作用面积。

通过对网片进行埋置试验并对网片-组织的性能进行分析, 发现 PLA 网片厚重、刚硬的特点虽然易导致暴露现象的发生, 但是也稳定了网片的作用面积, 表现为极小的收缩率。PLA 网片的低收缩率优点是大部分轻量型的盆底补片所欠缺的。如植入体内的网片面积的大幅度减少, 常常伴随着网片在体内的蜷缩变形, 并且导致术后复发甚至需要再次手术, 这严重危害了患者的健康。

4 结 语

本文选用直径为 0.138 mm 的 PLA 单丝, 在机号为 E20 的经编小样机上编织了三梳编链衬纬经编网孔组织, 通过研究热定型温度和时间对网片的结构参数以及力学性能的影响, 寻找较为适合本文制备的 PLA 盆底修补网片的热定型工艺。所得结论如下:

(1) 随着定型温度的增加, PLA 网片的断裂强力增加, 顶破强力降低, 抗弯刚度增加, 缝线拉脱强力降低。但是当定型温度从 120 °C 升高至 130 °C 时, 网片的力学性能变化不大。

(2) PLA 网片的结构参数和力学性能随定型温度的变化不明显, 并且无固定规律可寻。但是当定型时间过长时, PLA 网片的纵向弯曲刚度增加。

(3) 在对 PLA 网片充分定型, 稳定其尺寸和形状的基础上, 基于稳定的强力 and 较低的弯曲刚度, 热定型工艺进行选择为: 定型温度为 130 °C 和定型时间为 10 min。

(4) 此定型工艺下的 PLA 网片虽然导致了一定的网片暴露现象 (发生率为 13.33%), 但是也使得网片具有极低的收缩率 $(2.15 \pm 0.26)\%$ 。低收缩的优点是盆底修复网片所迫切需要的重要性能之一, 有利于避免术后疾病的复发。

参 考 文 献

- [1] 蔡丽萍,易为民,朱虹,等. 补片在女性盆底功能障碍性疾病中的应用[J]. 实用临床医学, 2006, 7(9): 100-103.
- [2] 曲丽霞,权丽丽,韦贞汁,等. 聚丙烯网片在腹腔镜下改良阴道骶前固定术中的应用效果[J]. 中华实用诊断与治疗杂志, 2016, 30(8): 802-804.
- [3] LU D, YANG L Q, ZHOU T H, et al. Synthesis, characterization and properties of biodegradable polylactic acid- β -cyclodextrin cross-linked copolymer microgels[J]. European Polymer Journal, 2008, 44(7):2140-2145.
- [4] FEOLA A, BARONE W, MOALLI P, et al. Characterizing the ex vivo textile and structural properties of synthetic prolapsed mesh products [J]. International Urogynecology Journal, 2013, 24(4): 559-564.
- [5] BOT-ROBIN V, LUCOT J P, GIRAUDET G, et al. Use of vaginal mesh for pelvic organ prolapse repair: A literature review[J]. Gynecological Surgery, 2012, 9(1):3-15.
- [6] COSSON M, DEBODINANCE P, BOUKERROU M. Mechanical properties of synthetic implants used in the repair of prolapse and urinary incontinence in women: Which is the ideal material? [J]. International Urogynecology Journal, 2003, 14(3):169-178.
- [7] LI D, XIA Y. Electrospinning of nanofibers: Reinventing the wheel? [J]. Advanced Materials, 2004, 16(14):1151-1170.
- [8] RODENAS-ROCHINA J, VIDAURRE A, CORTÁZAR I C, et al. Effects of hydroxyapatite filler on long-term hydrolytic degradation of PLLA/PCL porous scaffolds [J]. Polymer Degradation & Stability, 2015, 119:121-131.
- [9] GRUBER-BLUM S, RIEPL N, BRAND J, et al. A comparison of Progrid® and Adhesix® self-adhering hernia meshes in an onlay model in the rat[J]. Hernia: The Journal of Hernias and Abdominal Wall Surgery, 2014, 18(5): 761-769.
- [10] FUJINO K, KINOSHITA M, SAITOH A, et al. Novel technique of overlaying a poly-L-lactic acid nanosheet for adhesion prophylaxis and fixation of intraperitoneal onlay polypropylene mesh in a rabbit model[J]. Surgical Endoscopy, 2011, 25(10): 3428-3436.
- [11] MAMY L, LETOUZEY V, MARES P, et al. Correlation between shrinkage and infection of implanted synthetic meshes using an animal model of mesh infection [J]. International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction, 2011, 22(1): 47-52.
- [12] 龙海如. 针织学[M]. 北京:中国纺织出版社,2008: 254-255.
- [13] 李又元. 电脑整经机的工作原理与故障维修[J]. 针织工业, 2008(8): 14-16.
- [14] 曾林泉. 纺织品热定型原理及实践[J]. 染整技术, 2011, 33(12): 1-6.

(责任编辑:杨 静)

(上接第187页)

- [6] 公安部四川消防研究所,上海阿姆斯壮建筑制品有限公司. 建筑材料可燃性试验方法:GB/T 8626—2007[S]. 北京:中国标准出版社,2008.
- [7] 公安部四川消防研究所. 铺地材料的燃烧性能测定辐射热源法:GB/T11785—2005[S]. 北京:中国标准出版社,2006.
- [8] 公安部四川消防研究所. 材料产烟毒性危险分级:GB/T 20285—2006[S]. 北京:中国标准出版社,2006.
- [9] 柯勤飞,靳向煜. 非织造学[M]. 上海:东华大学出版社, 2016: 215.
- [10] 沈新元. 高分子材料加工原理[M]. 北京:中国纺织出版社, 2000: 137-148.
- [11] 郭增革,李健,程博闻,等. 压力对PET/PA6共聚物流变行为的影响[J]. 高分子材料科学与工程,2014,30(1): 53-57.
- [12] 崔宁,原玲,王玥,等. 对聚酯切片流变行为的研究[J]. 纺织科学研究,2002(3): 36-40.
- [13] 谢晶曦,常俊标,王绪明. 红外光谱在有机化学和药物化学中的应用[M]. 北京:科学出版社,2001:79-88.
- [14] 胡皆汉,郑学仿. 实用红外光谱学[M]. 北京:科学出版社, 2011: 342-351
- [15] 公安部四川消防研究所,中国阻燃学会,中国纺织科学研究院,等. 公共场所阻燃制品及组件燃烧性能要求和标识: GB 20286—2006 [S]. 北京:中国标准出版社,2006.

(责任编辑:杜 佳)