

# 定向拉伸工艺对可吸收肩袖补片力学性能的影响

曹晓艳<sup>1a</sup>, 方宁<sup>2a</sup>, 田娜<sup>2a</sup>, 董骥<sup>2b</sup>, 郑诚功<sup>1a,b</sup>

(1. 北京航空航天大学 a. 生物与医学工程学院, b. 生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100083; 2. 北京纳通科技集团有限公司 a. 北京市医用内植物工程技术研究中心, b. 功能性医用材料与器械北京市工程实验室, 北京 100094)

**摘要:**目的 研究定向拉伸工艺对不同可吸收补片力学性能的影响,评价其作为肩袖损伤修复补片的潜力。  
方法 采用定向拉伸工艺制备聚乳酸基材料的可吸收补片,设定不同的定向拉伸温度(50~80 °C)和拉伸比(0.5~4.3),研究不同参数对不同材料可吸收补片力学性能的影响,同时对其热性能、结晶性能和表面形貌进行表征。  
结果 定向拉伸温度和拉伸比可以调控可吸收补片的拉伸强度和拉伸应变、热性能、结晶性能和微观形貌。当拉伸温度分别为 60、70、70 °C,对应的拉伸比分别为 3、3、4.3 时,聚-L-丙交酯-乙交酯的共聚物(PLGA)、聚-L-丙交酯-D,L-丙交酯的共聚物(PLDLLA)、聚-L-丙交酯-ε-己内酯的共聚物(PLC)最大拉伸强度分别为(74±7)、(97±6)、(107±8) MPa,大于犬类冈下肌腱的力学强度(40 MPa),但仅有 PLDLLA 补片的应变满足天然肩袖的柔韧性。  
结论 定向拉伸工艺可以提高可吸收补片的力学性能,PLDLLA 补片具有增强肩袖撕裂的潜力。

**关键词:**定向拉伸工艺; 拉伸温度; 拉伸比; 可吸收补片; 肩袖撕裂

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.01.009

## Influences of Unidirectional Stretching Process on Mechanical Properties of Absorbable Patch for Rotator Cuff Repair

CAO Xiaoyan<sup>1a</sup>, FANG Ning<sup>2a</sup>, TIAN Na<sup>2a</sup>, DONG Xiang<sup>2b</sup>, CHENG Chengkung<sup>1</sup>

(1. a. School of Biological Science and Medical Engineering, b. Beijing Advanced Innovation Centre for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. a. Beijing Medical Implant Engineering Research Center, b. Beijing Engineering Laboratory of Functional Medical Materials and Devices, Beijing Naton Technology Group Co. Ltd., Beijing 100094, China)

**Abstract: Objective** To investigate the effect of unidirectional stretching on mechanical properties of different absorbable patches and evaluate its potential as a patch for rotator cuff repair. **Methods** The unidirectional stretching process was used to prepare absorbable patches with different polylactide based materials. Different unidirectional stretching temperatures (50-80 °C) and stretching ratios (0.5-4.3) were set. The effects of different parameters on mechanical properties of the absorbable patches with different materials were studied. Their thermal properties, crystallization and surface morphology were characterized. **Results** The unidirectional stretching temperature and stretching ratio could adjust the tensile strength and strain, thermal property, crystallization and surface morphology of the absorbable patch. At directional stretching temperatures of 60, 70, 70 °C and stretching ratios of 3, 3, 4.3, respectively, the absorbable patches made of poly-L-lactide-co-glycolide (PLGA), poly-L-co-D, L-lactide (PLDLLA) and poly-L-lactide-co-ε-caprolactone (PLC) had the maximum

tensile strength ( $74\pm 7$ ), ( $97\pm 6$ ), ( $107\pm 8$ ) MPa, which were larger than the tensile strength for infraspinatus tendon of canine (40 MPa). However, only the strain of PLDLLA patch conformed to the flexibility of natural rotator cuff. **Conclusions** The unidirectional stretching process can improve mechanical properties of the absorbable patch. The absorbable patch made of PLDLLA has the potential to reinforce the rotator cuff tear.

**Key words:** unidirectional stretching process; stretching temperature; stretching ratio; absorbable patch; rotator cuff tear

随着社会的快速发展以及交通事故、人们体育运动的增加,肌腱和韧带损伤在肌肉骨骼系统病变中的占比逐年增高,其中大部分为肩关节肩袖和膝关节韧带损伤<sup>[1-2]</sup>。而肩袖损伤作为肩关节疾患最常见的损伤,是导致肩关节疼痛、活动度降低、功能障碍的常见原因<sup>[3]</sup>。在正常人群中,肩袖损伤占肩关节疾患 5%~40%,而在 60 岁以上人群中占 17%~40%<sup>[4-5]</sup>。预计 2020 年中国 60 岁以上人口将达到 2.48 亿人<sup>[6]</sup>,美国每年也有 3.0~7.5 万例患者需要接受肩袖修补手术<sup>[7]</sup>。由于受年龄、肌腱退变、肌肉萎缩、脂肪变性、损伤面积以及手术技术、植入物选择、术后康复锻炼等因素的影响<sup>[8-9]</sup>,肩袖修补手术失败率高达 20%~90%<sup>[10-11]</sup>。目前,肩袖补片被用于增强肩关节肌腱,促进腱骨愈合,以提高手术成功率<sup>[12]</sup>。

肩袖补片需要具备良好的力学性能,以恢复损伤肩袖的初始生物力学性能;同时,其作为支架材料,可促进细胞的黏附、分化和增殖,进而促进腱骨愈合<sup>[13]</sup>,最终提高肩袖损伤修复手术的成功率<sup>[14-16]</sup>,弥补传统手术方法对肩袖损伤治疗的不足<sup>[17-18]</sup>。临床上选择的可用于治疗肩袖撕裂的主要生物材料补片包括:自体移植物或同种异体移植物,以及利用由聚合物和/或骨传导性无机材料组成的天然或合成替代物<sup>[12,19-22]</sup>。聚乳酸共聚物由于具有良好的可降解性被广泛应用于腱骨损伤修复<sup>[14,23]</sup>。Yokoya 等<sup>[24]</sup>采用聚乙醇酸纤维和聚乳酸/己内酯共聚物制备的多孔补片修复日本大白兔冈下肌腱,结果显示,两种补片的拉伸强度均不满足肌腱的初始力学要求<sup>[25]</sup>。因此,需要提高聚乳酸类可吸收补片的力学性能,使之具有足够的初始强度,才能与肌腱组织的力学性能相互匹配<sup>[12]</sup>。

聚乳酸薄膜的单向和双向拉伸工艺广泛应用于包装材料<sup>[26-28]</sup>,有效提高了其力学性能。本文将定向拉伸工艺应用于可吸收聚乳酸共聚物补片的

制备,针对不同类型聚合物,分析定向拉伸工艺参数,并研究拉伸温度和拉伸比对补片力学性能及其对不同材料补片热性能和微观形貌的影响,评价作为肩袖损伤修复补片的潜力。

## 1 材料与方 法

### 1.1 可吸收材料补片制备

采用不同的可吸收聚乳酸共聚物材料:聚-L-丙交酯-乙交酯的共聚物(PLGA, L/G = 85/15),聚-L-丙交酯-ε-己内酯的共聚物(PLC, L/C = 70/30)和聚-L-丙交酯-D, L-丙交酯的共聚物(PLDLLA, L/DL = 70/30)溶解于乙酸乙酯(分析纯,北京化工厂),溶液浓度为 5wt%,在玻璃模具中浇注成型,在通风橱中放置 24 h 后脱模,然后在鼓风干燥箱中干燥 24 h,去除多余溶剂,获得不同材料定向拉伸前的可吸收补片[见图 1(a)]。将补片固定于单向拉伸装置[见图 1(b)],记录两个夹具之间的膜的长度  $L_0$ ,根据拉伸比例公式:

$$\text{Stretching ratio} = \frac{L - L_0}{L_0}$$

计算出拉伸后的长度  $L$ ,将拉伸模具上的定位环固定到相应的位置。将其放入控温烘箱(FP720, Binder 公司,德国),对不同材料补片进行定向拉伸处理。首先,在固定拉伸比为 1.5 条件下,设定拉伸温度分别为 50、60、70 和 80 °C,研究不同拉伸温度对可吸收补片力学性能的影响,并确定各种材料的最佳拉伸温度;其次,在各种材料的最佳拉伸温度下,设定拉伸比分别为 0.5、1、1.5、2、3、3.5、4 和 4.3,研究不同拉伸比对可吸收补片力学性能的影响,并确定最佳拉伸比。所有实验均需要进行后处理,在相应的拉伸温度下热处理 30 min。将定向拉伸处理后的可吸收补片和模具一起取出,在室温下放置 30 min,获得不同材料定向拉伸后可吸收补片[见图 1(c)]。

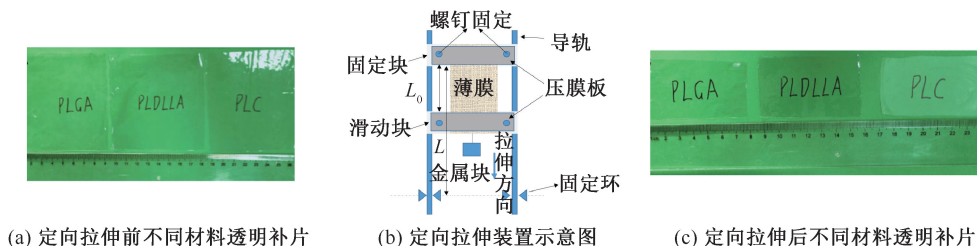


图1 不同材料透明补片照片及其制备装置示意图

Fig.1 Photo of the transparent patch with different materials and schematic diagram of the preparation device

(a) Transparent films with different materials before unidirectional stretching, (b) Schematic diagram of unidirectional stretching fixture, (c) Transparent films with different materials after unidirectional stretching

## 1.2 可吸收复合材料补片性能研究

**1.2.1 拉伸性能** 采用万能材料试验机 (InE43, MTS 公司, 美国) 对可吸收补片的拉伸性能进行测试, 参考标准《GB/T 1040. 3-2006 塑料 拉伸性能的测定 第3部分: 薄膜和薄片》的试验条件, 将不同材料补片裁剪成长度 150 mm、宽度 10 mm、厚度小于 1 mm 的样条, 每组测试 6 个平行样品, 拉伸速率为 20 mm/min, 获得载荷-位移曲线, 记录最大拉伸载荷和位移。拉伸强度和拉伸应变的计算公式为:

$$\sigma_{\max} = F/A \quad (1)$$

$$\varepsilon_{\max} (\%) = \Delta l_0 / l_0 \times 100 \quad (2)$$

式中:  $\sigma_{\max}$  为最大拉伸应力;  $F$  为所测的最大拉伸载荷;  $A$  为试样原始横截面积;  $\varepsilon_{\max}$  为最大拉伸应力对应的拉伸应变;  $l_0$  为试样的标距;  $\Delta l_0$  为试样标记间长度的最大增量。

**1.2.2 热学性能** 不同材料补片的热性能, 包括玻璃化转变温度 ( $T_g$ ) 和熔融行为, 通过差式扫描量热仪 (DSC 200 F3, 耐驰公司, 德国) 进行检测。称取 2 份 (6.0 ± 2.0) mg 样品, 放在铝制样品盘上并密封。加热速率是 10 K/min, 测试气氛为氮气, 升温程序为 -10~200 °C。

**1.2.3 X 射线衍射分析** 不同材料补片的衍射图谱采用 X 射线衍射仪 (X-ray diffraction, XRD) (D8 Advance, Bruker 公司, 德国) 进行分析。宽峰表示无定型态, 尖锐峰表示结晶峰, 两种峰形并存表示结晶不完善。

**1.2.4 表面形貌分析** 不同材料补片的表面形貌通过扫描电镜仪 (scanning electron microscope, SEM) (S4800, Hitachi 公司, 日本) 进行分析。采用喷金处理增加补片的导电性, 以获得质量清晰的表面形貌。

## 2 结果

### 2.1 拉伸温度和拉伸比对补片力学性能的影响

PLGA、PLC 和 PLDLLA 定向拉伸补片的拉伸强度随拉伸温度升高, 先升高至最大值, 然后开始下降, 相应的拉伸应变随着拉伸温度的升高而减小, 其中 PLC 补片的拉伸应变最大, 表明该材料的塑性变形能力较 PLGA、PLDLLA 补片高。由实验结果可知, 当 PLGA、PLC 和 PLDLLA 补片的拉伸温度分别为 60、70、70 °C 时, 3 种材料具有最大的拉伸强度, 分别为 (53±5)、(32±3)、(89±8) MPa; 与此拉伸强度对应的拉伸应变分别为 (2.56 ± 0.87)%、(174.76 ± 17.00)%、(4.21 ± 2.34)%。3 种材料的最大拉伸强度远高于未处理的补片的拉伸强度。除了 PLC 补片的应变明显减小, 其他两种材料的应变均未出现明显变化, 且当定向拉伸温度为 60 °C 时, PLDLLA 补片的应变明显增大, 为 (30.01 ± 3.56)% , 与此对应的拉伸强度为 (57.47 ± 5.74) MPa (见图 2)。

当 PLGA、PLC 和 PLDLLA 补片的拉伸温度分别为 60、70、70 °C 时, 研究不同拉伸比对补片力学性能的影响。结果显示, 3 种材料的拉伸强度随拉伸比呈上升趋势, 且 PLC 补片的应变随拉伸比呈明显的下降趋势, 而 PLDLLA、PLGA 补片的拉伸应变未出现明显变化。PLGA、PLDLLA 补片均在拉伸比为 3 时力学强度最高, 分别为 (74±7)、(97±6) MPa, 对应的拉伸应变分别为 (3.41 ± 0.35)%、(4.51 ± 0.60)% ; 而 PLC 补片在拉伸比为 4.3 时, 由于材料本身性能限制拉伸比继续增大, 此时其拉伸强度最大, 为 (107 ± 8) MPa, 应变为 (95.51 ± 5.34)% (见图 3)。

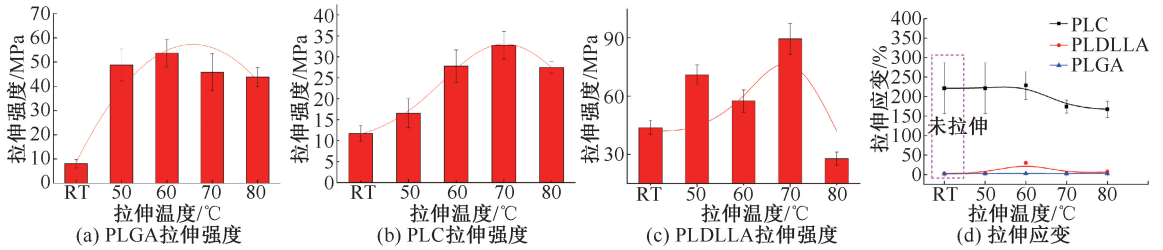


图2 不同拉伸温度下不同材料定向拉伸补片拉伸强度和拉伸应变(RT表示室温下未拉伸样品)

Fig.2 Tensile strength and tensile strain at different tensile temperatures for unidirectional stretched patches with different materials

(a) Tensile strength of PLGA, (b) Tensile strength of PLC, (c) Tensile strength of PLDLLA, (d) Tensile strain

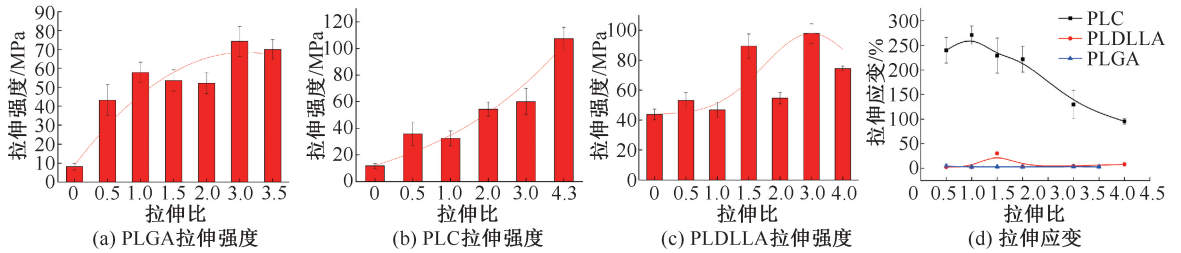


图3 不同拉伸比下不同材料定向拉伸补片的拉伸强度和拉伸应变

Fig.3 Tensile strength and tensile strain at different tensile ratios for unidirectional stretched patches with different materials

(a) Tensile strength of PLGA, (b) Tensile strength of PLC, (c) Tensile strength of PLDLLA, (d) Tensile strain

## 2.2 拉伸温度和拉伸比对补片热性能的影响

在恒定拉伸比条件下,PLC、PLDLLA、PLGA补片玻璃化转变温度(glass transition temperature,  $T_g$ )随着拉伸温度的升高,呈现先升高后降低的趋势,

3种材料补片分别在拉伸温度为70、70、60 °C时,  $T_g$ 最高,此结果与拉伸性能测试结果一致[见图4(a)]。

当PLGA、PLC和PLDLLA补片分别在恒定拉

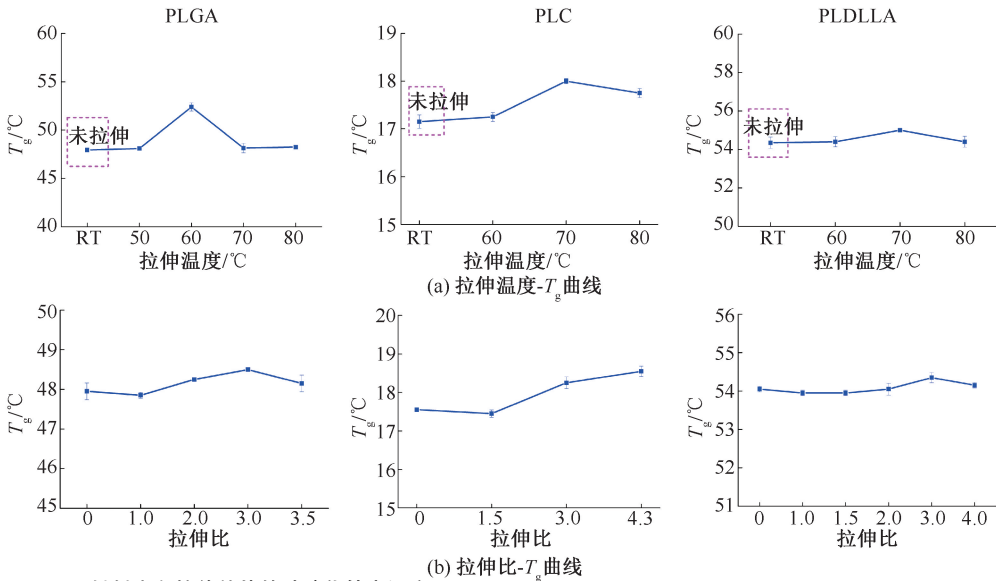


图4 不同材料定向拉伸补片的玻璃化转变温度

Fig.4 Glass transition temperature for unidirectional stretched patches with different materials

(a) Temperature- $T_g$  curves, (b) Tensile ratio- $T_g$  curve

伸温度 70、70、60 °C 下进行定向拉伸时,改变拉伸比,研究其热性能的变化。PLDLLA、PLGA 补片  $T_g$  随着拉伸比的增大呈上升趋势。当拉伸比为 3 时,PLDLLA 和 PLGA 补片具有最高的  $T_g$ ;在 PLC 补片可承受的拉伸比范围内,PLC 补片  $T_g$  随着拉伸比的升高而升高,PLC 膜可承受的最大拉伸比为 4.3,超过此数值,膜容易断裂,此时  $T_g$  最高[见图 4(b)]。 $T_g$  变化规律和拉伸性能测试结果的规律相同。

### 2.3 XRD 表征

定向拉伸前,3 种可吸收补片均在  $2\theta = 12.5 \sim 29.4$  出现馒头峰(见图 5),说明其均为无定型结构。定向拉伸后,PLGA、PLC 和 PLDLLA 可吸收补片在  $2\theta$  分别为  $12.5^\circ$ 、 $16.7^\circ$  和  $16.7^\circ$  出现较尖锐和尖锐的衍射峰,说明结晶结构的形成,但是馒头峰依然存在,说明结晶并不完善。

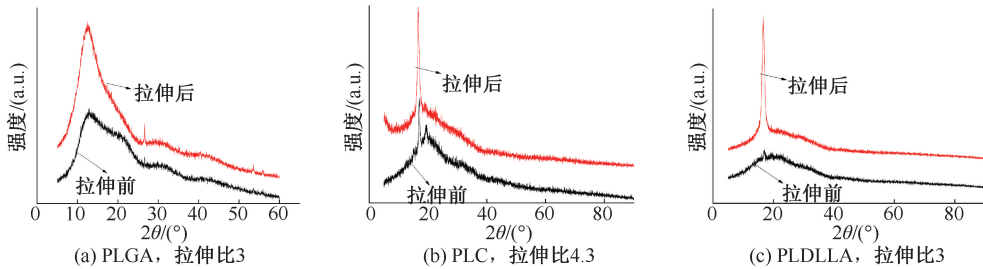


图 5 定向拉伸前后不同材料补片的 XRD 谱图

Fig.5 XRD spectrums of different material patches before and after unidirectional stretching (a) PLGA, stretching ratio 3; (b) PLC, stretching ratio 4.3; (c) PLDLLA, stretching ratio 3

### 2.4 SEM 表征

在恒定温度、不同拉伸比下获得的具有最大拉伸强度的 3 种材料补片的表面形貌均为致密结构。定向拉伸后,PLGA 补片出现颜色不均匀

现象,PLC 补片表面形貌变得粗糙,PLDLLA 补片变化不明显。结果表明,在恒定温度、不同拉伸比下,PLGA、PLC 补片的微观结构均有破坏(见图 6)。

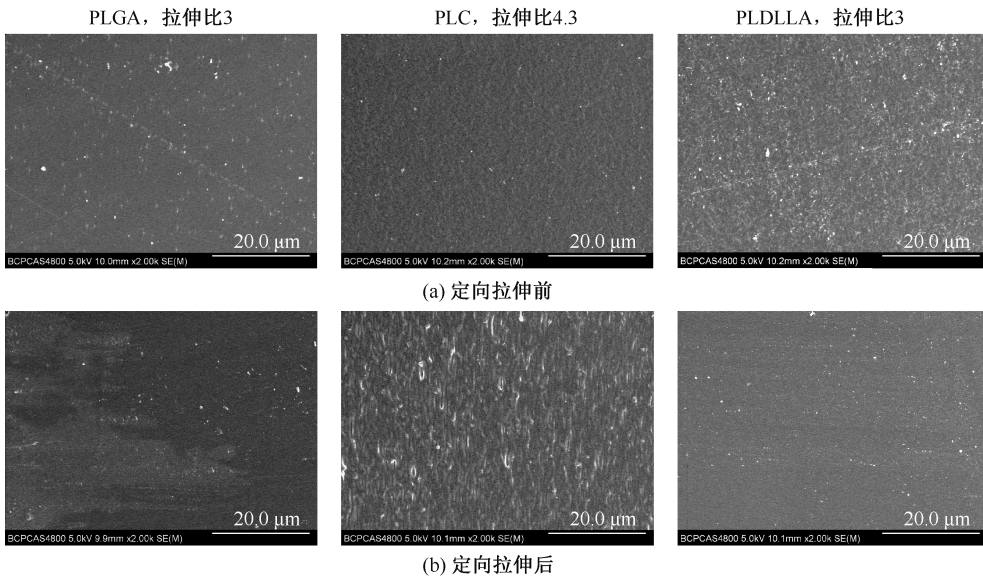


图 6 不同材料补片表面形貌

Fig.6 Surface morphology of different material patches

(a) Before unidirectional stretching, (b) After unidirectional stretching

### 3 讨论与结论

本文确定了不同材料需要不同的定向拉伸工艺,由此获得的力学强度优异的可吸收补片需要满足天然肩袖的力学性能。研究表明,犬类的冈下肌拉伸强度约为 40 MPa,拉伸应变为 10%~20%<sup>[29]</sup>。在拉伸温度 70 ℃、拉伸比 4.3 时,PLC 定向拉伸补片具有最高的拉伸强度(107±8) MPa,其拉伸应变为(95.51±5.34)%,应变与天然肩袖不匹配,且微观结构已被破坏。在拉伸温度 60 ℃、拉伸比 1.5 时,PLDLLA 定向拉伸补片的拉伸强度为(57.47±5.74) MPa,拉伸应变为(30.01±3.56)%,与天然肩袖的力学性能相当;而 PLDLLA 在拉伸温度 70 ℃时,虽然拉伸强度与天然肩袖相匹配,但是对应的拉伸应变低于 10%,不符合天然肩袖的柔韧性。在拉伸温度 60 ℃、拉伸比 3 时,PLGA 定向拉伸补片的拉伸强度为(74±7) MPa,应变为(3.41±0.35)%,且其微观结构被破坏,不符合天然肩袖的力学性能。

3 种聚乳酸共聚物补片的拉伸强度和应变随定向拉伸温度的变化而变化。针对每种聚乳酸共聚物,在定向拉伸温度较低时,聚合物分子链活动度低,不易沿拉伸方向取向,故拉伸强度提高有限;在最佳定向拉伸温度时,整个聚合物分子链开始沿拉伸方向取向,补片获得最大的拉伸强度<sup>[30]</sup>;随着定向拉伸温度升高,高分子链的活动性太强而不易取向排列,补片的拉伸强度也随之下降<sup>[31]</sup>。且由于左旋聚乳酸的共聚单体种类的不同,分子链的柔顺性不同,导致分子链的活动性也不同,故不同种类聚合物的定向拉伸温度不同。

在相同的拉伸温度下,拉伸比越大,分子链的取向度和数量随之增大,拉伸强度也随之增大<sup>[32]</sup>。但是由于补片在损伤肩袖补强过程中需要具有一定的应变(10%~20%),故最佳拉伸比需要与此匹配。

不同材料的玻璃化转变温度随着定向拉伸温度的变化与力学强度的变化规律相同,其原因主要是聚合物分子链取向随着温度的升高呈现先上升后下降的规律。在确定的拉伸温度下,拉伸比越大,分子链取向程度越大,聚合物的玻璃化转变温度随之升高<sup>[27]</sup>。

XRD 谱图表明,定向拉伸后,PLGA、PLC 和

PLDLLA 的分子链沿拉伸方向取向,形成结晶结构,但结晶不完善<sup>[26]</sup>。聚乳酸  $\alpha$  晶型主要衍射峰位置为:  $2\theta = 12.5^\circ, 14.8^\circ, 16.7^\circ, 19.1^\circ, 22.3^\circ, 29.4^\circ$ <sup>[33-34]</sup>。因此,定向拉伸后,3 种聚合物均呈现  $\alpha$  晶型。

本研究的局限性如下:①自制的夹具备补片的尺寸受限,后期需要改进夹具结构;②采用悬吊重物进行拉伸比的控制,无法控制定向拉伸速率,但是通过改变重物质量可以实现补片力学性能的控制,由此制备的补片已在本文中进行研究。③在实验过程中,由于受到定向拉伸工艺的影响,不同材料补片的厚度有所差别,会对不同材料的力学性能产生一定影响。但是,本文通过控制投料量控制同种材料补片的厚度,使其对力学性能的影响减小,故在同样的控制条件下,采用拉伸强度和应变两个参数,尺寸变化不会对其数值产生影响。④由于受到材料本身性能的影响,比如聚集态结构等<sup>[12]</sup>,对补片的厚度影响较大。本文中仅对同种材料补片的力学性能进行对比,而不同材料补片力学性能仅与犬类冈下肌力学性能进行对比。⑤体内环境也是影响补片力学性能的因素,故下一步将研究不同材质补片在体内和体外的力学性能随时间的保留率。

综上所述,定向拉伸温度和拉伸比可提高聚合物分子链取向程度,从而提高补片力学性能。在拉伸温度 60 ℃、拉伸比 1.5 条件下,PLDLLA 补片具有良好的力学性能,拉伸强度和拉伸应变分别为(57.47±5.74) MPa 和(30.01±3.56)%,符合天然肩袖的力学性能;而 PLC、PLGA 补片的拉伸应变不符合天然肩袖的柔韧性,且其微观结构被破坏。因此,PLDLLA 具备用于增强损伤肩袖的潜力。

#### 参考文献:

- [1] 刘志贵, 王晓旭, 谭文甫. TGF- $\beta$  在膝部韧带愈合中的研究进展 [J]. 现代医药卫生, 2017, 33(3): 387-390.
- [2] 潘昭勋, 闵小军, 孙超, 等. 喙肩弓对肩关节前上方稳定性作用的生物力学研究 [J]. 医用生物力学, 2017, 32(4): 384-387.
- [3] PAN ZX, MIN XJ, SUN C, et al. A biomechanical study on anterosuperior stability of coracoacromial arch in shoulder joint [J]. J Med Biomech, 2017, 32(4): 384-387.
- [4] SENEKOVIC V, POBERAJ B, KOVACIC L, et al.

- Prospective clinical study of a novel biodegradable sub-acromial spacer in treatment of massive irreparable rotator cuff tears [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2012, 23(3): 311-316.
- [4] CLARK RR, DIERCKMAN BD, BAHK MS, *et al.* Patch augmentation for rotator cuff repair; Indications, techniques, and outcomes [J]. *Oper Tech Sports Med*, 2012, 20(3): 224-232.
- [5] 费文勇, 郭卫春. 肩袖损伤修复技术的研究现状[J]. *临床骨科杂志*, 2015, 18(4): 498-502.
- [6] 旭佳. 老年人口超2亿, 我们该如何健康养老——来自2018年全国两会的关注话题[J]. *老同志之友*, 2018, 5: 4-7.
- [7] VITALE MA, VITALE MG, ZIVIN JG, *et al.* Rotator cuff repair: An analysis of utility scores and cost-effectiveness [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2007, 16(2): 181-187.
- [8] GOUTALLIER D, POSTEL JM, GLEYZE P, *et al.* Influence of cuff muscle fatty degeneration on anatomic and functional outcomes after simple suture of full-thickness tears [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2003, 12(6): 550-554.
- [9] NHO SJ, BROWN BS, LYMAN S, *et al.* Prospective analysis of arthroscopic rotator cuff repair; Prognostic factors affecting clinical and ultrasound outcome [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2009, 18(1): 13-20.
- [10] BISHOP J, KLEPPS S, LO IK, *et al.* Cuff integrity after arthroscopic versus open rotator cuff repair; A prospective study [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2006, 15(3): 290-299.
- [11] RICCHETTI ET, AURORA A, IANNOTTI JP, *et al.* Scaffold devices for rotator cuff repair [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012, 21(2): 251-265.
- [12] ZHAO S, SU W, SHAH V, *et al.* Biomaterials based strategies for rotator cuff repair [J]. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2017, 157: 407-416.
- [13] 张冲, 李莉. TGF- $\beta$ 1 对大鼠肩袖损伤修复术后腱-骨愈合的影响 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 167-170.  
ZHANG C, LI L. Effects of TGF- $\beta$ 1 on early tendon-bone healing after reconstruction of rotator cuff tears in rats [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 167-170.
- [14] MACGILLIVRAY JD, FEALY S, TERRY MA, *et al.* Biomechanical evaluation of a rotator cuff defect model augmented with a bioresorbable scaffold in goats [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2006, 15(5): 639-644.
- [15] BEASON DP, CONNIZZO BK, DOURTE LM, *et al.* Fiber-aligned polymer scaffolds for rotator cuff repair in a rat model [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012, 21(2): 245-250.
- [16] 商培洋, 叶庭均, 王蕾. 肩袖补片治疗肩袖损伤研究现状 [J]. *国际骨科学杂志*, 2014, 35(3): 140-142.
- [17] ROTINI R, MARINELLI A, GUERRA E, *et al.* Human dermal matrix scaffold augmentation for large and massive rotator cuff repairs; Preliminary clinical and mri results at 1-year follow-up [J]. *Musculoskelet Surg*, 2011, 95(Suppl 1): S13-23.
- [18] ZHANG X, BOGDANOWICZ D, ERISKEN C, *et al.* Biomimetic scaffold design for functional and integrative tendon repair [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012, 21(2): 266-277.
- [19] 顾延, 戴尅戎, 薛文东, 等. 体内组织工程材料小肠粘膜下层的力学性能 [J]. *医用生物力学*, 2001, 16(3): 160-164.  
GU Y, DAI KR, XUE WD, *et al.* The mechanical property of small intestinal submucosa which is biological material for *in vivo* tissue engineering [J]. *J Med Biomech*, 2001, 16(3): 160-164.
- [20] 杨力. 软组织修复的生物力学 [J]. *医用生物力学*, 2009, 24(Suppl 1): 6.  
YANG L. Biomechanics of soft tissue repair [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(Suppl 1): 6.
- [21] 张燕, 李瑞欣, 张西正. 壳聚糖-脱细胞真皮三维材料作为骨组织工程支架材料的研究 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(1): 11-15.  
ZHANG Y, LIU RX, ZHANG XZ. Study on the three-dimensional chitosan-decellularised-derma scaffolds for bone tissue engineering [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(1): 11-15.
- [22] 杨力. 应力-生长关系与组织修复 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(S1): 53.  
YANG L. Stress-growth relationship and tissue repair [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(S1): 53.
- [23] KOH JL, SZOMOR ZMURRELL GA, WARREN RF. Supplementation of rotator cuff repair with a bioresorbable scaffold [J]. *Am J Sports Med*, 2002, 30(3): 410-413.
- [24] YOKOYA S, MOCHIZUKI Y, NAGATA Y, *et al.* Tendon-bone insertion repair and regeneration using polyglycolic acid sheet in the rabbit rotator cuff injury model [J]. *Am J Sports Med*, 2008, 36(7): 1298-1309
- [25] 李宗明, 王慧聪, 胡流源. 韧带和肌腱的生物力学和力学生物学研究 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(4): 301-307.  
LI ZM, WANG HC, HU LY. Biomechanics and mechanobiology of ligaments and tendons [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(4): 301-307.
- [26] GUINAULT A, MENARY GH, COURGNEAU C, *et al.* The effect of the stretching of PLA extruded films on their crystallinity and gas barrier properties [J]. *AIP Conf Proc*, 2011, 1353(1): 826-831.
- [27] XIE HL, GUO K, CHEN JZ, *et al.* The effect of uniaxial stretching on the crystallization behaviors of polylactic acid film [J]. *Adv Mater Res*, 2011, 418-420: 625-628.
- [28] VELAZQUEZ-INFANTE JC, GAMEZPEREZ J,

- FRANCOURQUIZA EA, *et al.* Effect of the unidirectional drawing on the thermal and mechanical properties of pla films with different [J]. *J Appl Polym Sci*, 2012, 127(4): 2661-2669.
- [29] DERWIN KA, BAKER AR, SPRAGG RK, *et al.* Commercial extracellular matrix scaffolds for rotator cuff tendon repair. Biomechanical, biochemical, and cellular properties [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2006, 88(12): 2665-2672.
- [30] MASAKAZU T, YOUNG RJ. Molecular orientation distributions in a biaxially oriented poly (l-lactic acid) film determined by polarized raman spectroscopy [J]. *Biomacromolecules*, 2006, 7(9): 2575-2582.
- [31] MAHENDRASINGAM A, BLUNDELL DJ, PARTON M, *et al.* Time resolved study of oriented crystallisation of poly (lactic acid) during rapid tensile deformation [J]. *Polymer*, 2005, 46(16): 6009-6015.
- [32] WONG YS, STACHURSKI ZH, VENKATRAMAN SS. Orientation and structure development in poly (Lactide) under uniaxial deformation [J]. *Acta Mater*, 2008, 56(18): 5083-5090.
- [33] FISCHER EW, STERZEL HJ, WEGNER G. Investigation of the structure of solution grown crystals of lactide copolymers by means of chemical reactions [J]. *Kolloid-Zeitschrift und Zeitschrift für Polymere*, 1973, 251(11): 980-990.
- [34] XIAO HW, LI P, REN X, *et al.* Isothermal crystallization kinetics and crystal structure of poly(lactic acid): Effect of triphenyl phosphite and talc [J]. *J Appl Polym Sci*, 2010, 118(6): 3558-3569.

## 冯元桢先生百年纪念感言

郑诚功

我第一次见到冯先生应该是 1990 年在美国圣迭戈召开的第一届世界生物力学大会上,对被尊称为世界生物力学之父的冯先生非常敬仰。后来因为冯先生常参加在中国台湾举行的相关会议,除了可以聆听到冯先生精彩又风趣的演讲外,也因而有许多机会可以近距离地接触冯先生,比如可以很荣幸地接送他去会场与聚餐。冯先生非常和蔼可亲,也在交谈时给我很多积极的鼓励,还会分享一些他当下的生活经验,对我有

很多的启发。

在台湾明阳大学教授生物力学课程时,冯先生的著作是必备的教科书,因此,我虽然没有机缘在冯先生门下受教,但是在研读他的教科书时也学习到很多。对冯先生因母病而开创生物力学,问题来自临床,研究成果又用于解决临床问题,冯先生的科研已是转化研究的典范。恸闻冯先生百岁华诞后无痛离开人间,虽痛失世界导师,但其风范永垂人间。谨以此文悼念冯先生!