

文章编号: 1004-7220(2023)03-0535-07

前交叉韧带重建术后短期内移植体黏性变化

连子瞻¹, 孙彬², 于善江², 孔祥飞¹, 严奕辰¹, 杨滨^{2*}, 姚杰^{1*}

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100083; 2. 北京大学国际医院 骨科, 北京 102206)

摘要:目的 研究前交叉韧带重建(anterior cruciate ligament reconstruction, ACLR)术后短时间内移植体黏性的变化规律。方法 选择6只雄性新西兰兔,以跟腱为移植体制作单侧膝关节 ACLR 动物模型。ACLR 术后15 d将实验兔安乐死,取出移植体、健康的前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)和跟腱。测量移植体的截面积,分别进行0.1、1 MPa平衡条件的蠕变实验,并计算黏性系数,总结移植体的黏性变化规律,与健康 ACL 进行对比。结果 移植体的截面积在手术后15 d内缓慢上升。ACL与移植体的黏性呈非线性变化。在不同应力下,黏性系数有较大差异。移植体黏性系数随 ACLR 术后时间呈下降趋势,但在低应力下更明显。结论 本文建议,ACLR 术后早期康复过程中,应使用助行器,降低步频,并避免踢、踹等对关节冲击的运动。

关键词: 前交叉韧带重建术; 移植体; 动物模型; 黏性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.016

Short-Term Changes of Graft Viscosity after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

LIAN Zizhan¹, SUN Bin², YU Shanjiang², KONG Xiangfei¹, YAN Yichen¹, YANG Bin², YAO Jie¹

(1. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. Orthopedics Department, Peking University International Hospital, Beijing 102206, China)

Abstract: **Objective** To study the short-term variation patterns of graft viscosity after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) surgery. **Methods** Six male New Zealand rabbits were selected. The ACLR animal model of unilateral knee was made with Achilles tendon as the graft. The experimental rabbits were euthanized 15 days after ACLR surgery, with removal of the graft, healthy anterior cruciate ligament (ACL) and Achilles tendon. The cross-sectional area and viscosity coefficient of the graft were measured, and the creep experiments were carried out under equilibrium conditions of 0.1 MPa and 1 MPa, respectively. The viscosity coefficient was calculated. Variation patterns of graft viscosity were summarize. The grafts were compared with healthy ACL. **Results** The cross-sectional area of the graft increased slowly within 15 days after ACLR surgery. The viscosity of ACL and graft changed nonlinearly. The viscosity coefficient was quite different under different stresses. The viscosity coefficient of the graft decreased with the time after ACLR surgery, which was more obviously under the condition of low stress. **Conclusions** It is suggested that in the early postoperative rehabilitation process of ACLR surgery, walking aids should be used, to reduce stride frequency and avoid kicking and other movements that impact the joints.

Key words: anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR); graft; animal model; viscosity

收稿日期: 2022-05-18; 修回日期: 2022-06-24

基金项目: 中央高校基本科研业务费专项资金(YWF-21-BJ-J-802), 国家自然科学基金项目(U20A20390, 11827803), 北京大学国际医院内科研基金(YN2019ZD05), 中国科协青年人才托举工程(YESS 2015QNRC001)

通信作者: 姚杰, 副教授, E-mail: yaojie@buaa.edu.cn; 杨滨, 主任医师, 副教授, E-mail: yangbin@pkuh.edu.cn

*为共同通信作者

前交叉韧带 (anterior cruciate ligament, ACL) 损伤是常见的膝关节疾病之一,约 47% 膝关节损伤可累及 ACL^[1]。ACL 损伤后会导致膝关节稳定性下降,进而引发生理活动能力受限以及膝关节退行性改变。前交叉韧带重建 (anterior cruciate ligament reconstruction, ACLR) 在临床常用于治疗 ACL 损伤。虽然该术式取得巨大成功,但仍有部分患者术后膝关节运动水平下降甚至丧失,例如在跑步、跳跃等活动中出现膝关节打软腿和(或)疼痛。此外,一项针对职业运动员的调查发现,只有约 64% 患者在 ACLR 术后恢复到损伤前的竞技水平^[2]。研究发现,ACLR 术后 12%~24% 的移植体发生松弛或损伤,移植体黏性变化是可能原因之一^[3-4]。ACLR 术后移植体长期处于动态变化中,但术后短期黏性改变对于康复进程和远期疗效可能会产生重要影响。此外,ACLR 术后约 15 d 是康复训练集中时期。在这一时期,患者会增加如负重行走等康复运动。然而,目前 ACLR 术后移植体在短期内的黏性变化规律尚不明确。为探究 ACLR 术后短时间内移植体在不同应力下的黏性变化规律,本文建立单侧膝关节 ACLR 兔模型,分别以 0.1、1 MPa 为平衡条件,对 ACL 以及 ACLR 术前和术后 15 d 移植体进行蠕变实验,计算术前与术后 15 d 移植体在不同应力下的黏性,并与 ACL 进行比较,评价功能恢复效果。

1 材料和方法

1.1 动物模型

本研究经北京航空航天大学动物研究委员会

办公室批准,实验严格按照动物伦理要求进行。选择 6 只雄性新西兰兔制作动物模型,体质量 2.5~4.0 kg,年龄 6~12 月。每只兔以跟腱为自体移植体,进行 ACLR。为降低对术后膝关节康复的影响,减小术侧腿感染风险,每只实验兔右腿跟腱取移植体,并在左腿膝关节进行 ACLR。

所有实验兔术前都通过静脉注射的方式麻醉。做跟腱处长约 3 cm 纵向皮肤切口,逐层分离皮下及深筋膜后,显露跟腱[见图 1(a)]。兔跟腱由 4~6 束肌腱排列交织而成,切取与 ACL 截面积相当的最后侧肌腱作为移植体[见图 1(b)],完整保留其余 70%~80% 截面积的跟腱,使用不可吸收肌腱缝合线在移植体两端编织缝合[见图 1(c)]。做左侧膝关节前方正中纵向切口,长约 4 cm,逐层切开皮肤、皮下组织,髌旁内侧入路切开关节囊,显露膝关节。将髌骨外移后去除部分髌周脂肪垫,并将膝关节置于最大屈曲,显露完整 ACL[见图 1(d)]。从自体 ACL 中间处将其切断,并保留胫骨和股骨的残端约 2 mm,以引导胫骨和股骨隧道的定位。隧道采用由内向外制作方法,为避免钻取隧道时发生骨折,依次使用 2、3 mm 克氏针钻孔。将跟腱移植体引入骨隧道,在对移植体施加预应力后,将其两端通过缝合线牢固地固定到相邻的骨质[见图 1(e)]。最后,用可吸收的手术线缝合关节囊,冲洗关节腔后用不可吸收的手术线缝合关节囊及皮肤[见图 1(f)]^[5-8]。

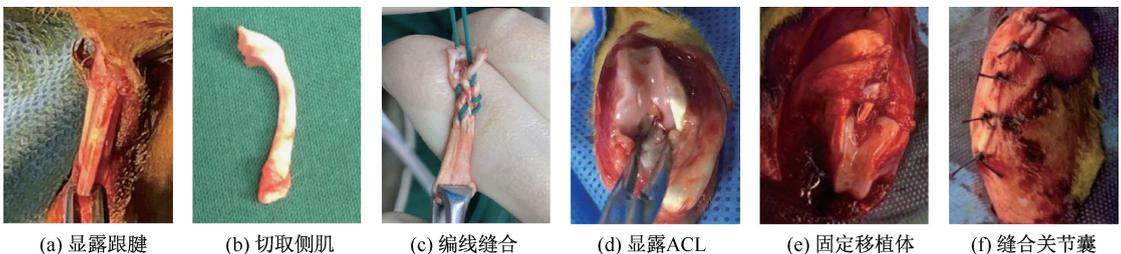


图 1 单侧膝关节 ACLR 兔模型制作流程

Fig. 1 Process of making unilateral knee joint ACLR rabbit model (a) Exposing the Achilles tendon, (b) Cutting the last tendon, (c) Sewing the two ends of the graft, (d) Exposed the ACL, (e) Fixing the graft, (f) Sewing the joint capsule

ACLR 术后,所有实验兔接受兽医看护,标准饮食并注射抗生素。每只实验兔的活动空间被限制在小型笼子中,减少过度活动导致关节肿胀和

疼痛。

1.2 力学测试

力学测试均在 IBTC-300L 原位拉压力学试验机

(凯尔测控技术(天津)有限公司)上完成。饲养 15 d 后,实验兔被执行安乐死。获取每只实验兔的移植体,同时取出未进行 ACLR 的右侧膝 ACL 和左侧跟腱,取出的 ACL 与跟腱均为未进行手术的健康组织。ACL 两端骨骼随韧带一同取下,跟腱远端的跟骨与跟腱一同取下,移植体从隧道中取出[见图 2(a)]。标本取下后,随即被固定在仪器夹具上进行力学测试。为减小标本滑动产生误差,标本两端均使用氰基丙烯酸酯速干胶粘在夹具上。每组实验开始前测量原长(L_0)与截面积(A)。截面积测试方法为:每个标本试验段选择 3 个等距位置,每个位置使用游标卡尺测量相互垂直两径 d_{i1} 与 d_{i2} 长度并相乘,得到此处截面积 A_i ; 3 处截面积均值 $\frac{1}{3} \sum_1^3 A_i$ 被认为是标本截面积[见图 2(b)]。每个标本实验前均以 0.1 mm/s 速率进行 0~1 N 预拉伸,总共 10 个周期。每个标本在不同实验及预拉伸之间静置 10 min,实验过程中采用生理盐水保持样本湿润。

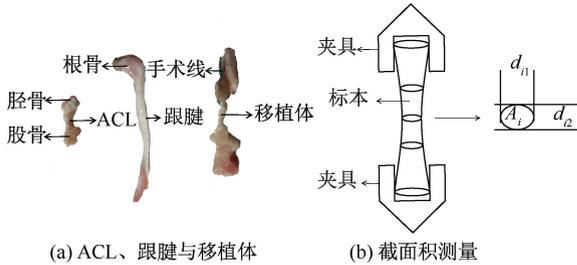


图 2 标本与截面积测量示意图

Fig. 2 Specimen and schematic diagram of section-area measurement (a) ACL, Achilles tendon and graft, (b) Cross-sectional area measurement

90°屈膝角度坐姿和直膝站姿为常见人体动作,故分别采用两种姿势状态下 ACL 承受的 0.1、1 MPa 应力为蠕变恒定应力进行蠕变实验^[9-11]。每个样本蠕变恒定力计算公式为:

$$F = A \times S$$

式中: A 为样本截面积; S 为恒定应力, $S=0.1、1$ MPa。以 1%/s 拉伸至恒定应力,维持平衡稳定 600 s。

1.3 蠕变曲线拟合

蠕变实验中,得到每个样本位移-时间曲线。将位移-时间曲线除以原长(L_0),得到蠕变应变-时间曲线。将 ACL、跟腱与术后 15 d 移植体的应变-时

间曲线分别求平均,得到平均应变-时间曲线。

为了表征 ACL、跟腱与移植体的黏性行为,使用 Prony 黏弹性模型对蠕变实验结果进行拟合^[12-14]。此过程在 ABAQUS 2020(Simulia 公司,美国)完成。

Prony 黏弹性模型是目前针对软组织黏性分析常用的拟合方式。使用 Prony 模型,可以更好与其他相关结果进行比较并发现规律。此外,Prony 也是常用有限元软件 ABAQUS、ANSYS 等共同支持的黏弹性本构模型。使用 Prony 模型可以为日后进行有限元分析,探究 ACLR 对关节应力分布影响,从而为研究骨关节炎成因提供便利。Prony 黏弹性模型与广义 Maxwell 本构模型类似,由平衡弹簧与 Maxwell 单元并联而成(见图 3)。

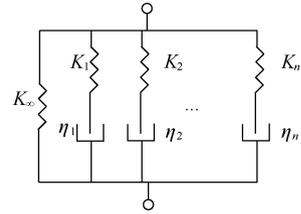


图 3 Prony 黏弹性模型示意图

Fig. 3 Schematic diagram of Prony viscoelastic model

松弛模量是单位应变下产生的应力,是与时间(t)相关的变量。Prony 黏弹性模型的松弛模量定义为:

$$K(t) = K_0 \left(1 - \sum_{i=1}^n k_i \right) + \sum_{i=1}^n k_i K_0 \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right) \quad (1)$$

式中: K_0 为瞬时响应模量, $K_0 = K_\infty + \sum_{i=1}^n K_i$, 表示 $t=0$ 受到单位冲击应变时松弛模量; K_i 为松弛模量系数,表示各 Prony 级数中松弛模量; $K_\infty = \sigma_0 / \varepsilon_\infty$ 为蠕变平衡模量, σ_0 为蠕变平衡应力, ε_∞ 为平衡应变; k_i 为松弛模量系数比率, $k_i = K_i / K_0$; τ_i 为时间参数,其定义为:

$$\tau_i = \eta_i / K_i \quad (2)$$

式中: η_i 黏性系数。转化后可得:

$$\eta_i = \tau_i k_i K_0 \quad (3)$$

在 ABAQUS 软件中,使用蠕变柔度 $j_K(t)$ -蠕变时间 t 进行拟合。其中,蠕变柔度 $j_K(t)$ 定义为:

$$j_K(t) = K_0 \varepsilon(t) / \sigma_0 \quad (4)$$

1.4 数据分析

将实验采集每个标本蠕变实验位移-时间散点图除以 L_0 后得到应变-时间散点图,并进行分段,每秒1段共分为600段,每段内所有应变平均值为这一秒的位移量,得到600组归一化后的应变-时间点。ACL平均蠕变曲线由6个ACL归一化后的位移-时间点平均得到,跟腱与术后15d移植体也使用相同的方法。以上过程均在 Matlab 2016b (MathWorks 公司,美国)中完成。

使用 SPSS Statistics 22.0 (IBM 公司,美国) 进行统计学分析。采用夏皮罗-威尔克检验法 (Shapiro-Wilktest) 检查截面积与最大蠕变应变是否服从正态分布。采用配对样本 t 检验确定不同类标本间截面积与最大蠕变应变的差异, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

实验兔在术后饲养过程中均未发生死亡。对 ACLR 膝盖进行尸检中均未发现移植体脱离隧道的情况。术后膝关节均出现炎症反应,关节腔内有较多褐色组织液。术后移植体没有出现明显变细以及断裂情况。跟腱力学测量结果被认为是手术前(术后0d)移植体的力学测量结果。

2.1 截面积对比结果

手术前移植体截面积为 $(2.65 \pm 0.23) \text{ mm}^2$ 。ACLR 术后15d,移植体截面积为 $(3.07 \pm 0.23) \text{ mm}^2$, 相较手术前有所增加,但是没有显著性变化 ($P > 0.05$)。ACL 的截面积为 $(4.25 \pm 0.32) \text{ mm}^2$, 显著高于术前与术后15d的移植体截面积 ($P < 0.05$), 见图4。

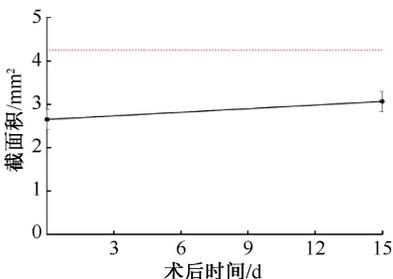


图4 术前与术后15d移植体截面积
Fig. 4 Cross-sectional area of graft before surgery and 15 days after surgery

2.2 黏性对比结果

在0.1、1 MPa平衡应力下,术后15d移植体相比术前均产生更大的应变,而ACL在相应平衡应力下的应变则介于术前与术后15d移植体之间(见图5)。

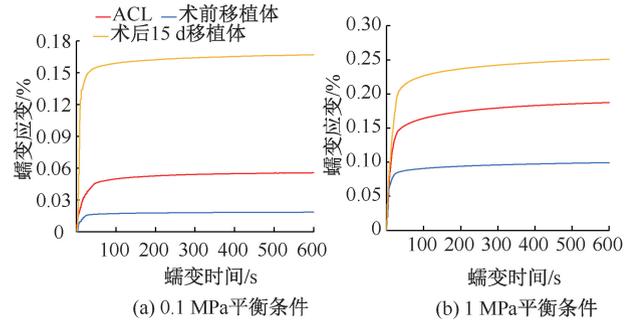


图5 ACL以及术前、术后15d移植体平均蠕变
Fig. 5 Average creep of ACL, graft before ACLR and 15 days after ACLR (a) 0.1 MPa equilibrium condition, (b) 1 MPa equilibrium condition

此外,在0.1 MPa平衡应力下,ACL最终应变为 0.0557 ± 0.0161 , 而术前移植体的最终应变为 0.0185 ± 0.0054 , 术后15d移植体的最终应变为 0.1670 ± 0.0826 , 均与ACL无显著性差异 ($P > 0.05$)。而在1 MPa平衡应力下,术前移植体的最终应变为 0.0993 ± 0.0074 , 显著小于术后15d移植体的 0.2569 ± 0.0064 ($P < 0.05$), 同时也小于ACL的 0.1874 ± 0.0258 ($P < 0.05$), 而术后15d移植体最终应变与ACL则无显著性差异 ($P > 0.05$), 见图6。

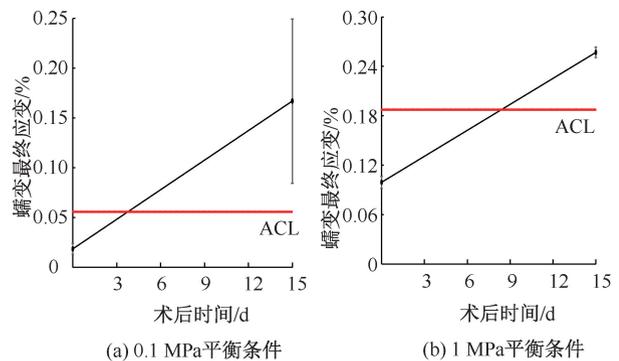


图6 ACL、术前与术后15d移植体蠕变最终应变
Fig. 6 Final creep strain of ACL and grafts before and 15 days after surgery (a) 0.1 MPa equilibrium condition, (b) 1 MPa equilibrium condition

表 1 所示为 ACL 以及术前、术后 15 d 移植体 Prony 模型材料参数。在本实验中,由于一维 Prony 模型拟合结果精度较低,而三维及以上的 Prony 模型结果与二维结果差距很小,故拟合结果为二维

Prony 模型。拟合后的 Prony 模型中, k_i 为松弛模量系数比率,表征弹性与黏性的关系; τ_i 为时间参数,表征蠕变曲线趋于平衡的速率; η_i 为黏性系数,表征黏性的大小。 η_1 是衡量黏性的重要参数。

表 1 ACL、术前与术后 15 d 移植体二维 Prony 黏弹性模型参数

Tab. 1 Two-dimensional Prony viscoelastic model parameters of ACL and grafts before and 15 days after surgery

参数	0.1 Pa 平衡应力			1 Pa 平衡应力		
	ACL	术前移植体	术后 15 d 移植体	ACL	术前移植体	术后 15 d 移植体
k_1	0.168	0.082	0.079	0.140	0.077	0.110
τ_1/s	39.798	72.494	124.090	74.689	83.930	57.403
k_2	0.275	0.733	0.749	0.673	0.824	0.639
τ_2/s	2 203	11 330	96 651 000	5 523	7 974	53
η_1	21.536	172.782	3.497	36.272	37.149	16.500
η_2	1 950.6	242 127.7	25 945 937.3	12 934.1	3 786 734	8 899.5

3 讨论

ACLR 常用移植体,如半腱肌和半膜肌,通常是由纤维束相互交织形成的层次结构,其相互之间以及与胶原蛋白等其他大分子间的密切作用,是导致黏性行为的原因^[15-16]。ACL 或移植体的黏性使其在一些受到冲击的运动,例如踢、踹和着陆时提供更高的刚度。在进行步行或慢跑等运动时,ACL 或移植体受到循环拉伸,此时黏性将提高其对膝关节的约束能力以保护膝关节。ACLR 术后,移植体黏性过大可能会导致关节屈伸运动过程中有阻滞感,而黏性过小时会使移植体在关节受到突然外力时不能提供足够的刚度,进而可能导致关节受损。另外,不正常的黏性可能会导致移植体张力快速减小甚至丧失,最终使其松弛,对 ACLR 结果不利^[17-18]。为探讨移植体在术后 15 d 内黏性变化趋势,本研究以跟腱作为移植体,制作单膝关节 ACLR 兔模型,以术后 15 d 的移植体为实验组,将健康跟腱作为术前移植体作为对照,以 0.1、1 MPa 为平衡条件分别进行蠕变实验。同时,还对自体 ACL 进行实验,与移植体进行比对。

本文结果表明,移植体截面积在术后 15 d 呈缓慢上升趋势。而早期研究发现,移植体截面积在术后 42 d 时显著低于术前,而 6 月和 1 年后,截面积则高于术前^[19-21]。该结果说明,移植体截面积并非线性变化,即使在术后 42 d 内,也并非始终处于下降趋势,这种变化很可能与其韧带化过程相关。在术后 15 d 时,移植体内血管还未生成,导致断裂的

弹性纤维无法修复,移植体内蛋白等细胞外基质持续流失无法补充^[22-24]。但由于蛋白和弹性纤维变得稀疏,故术后 15 d 内移植体截面积有少量增加^[11]。移植体截面积的这种变化很可能是导致其力学特性发生改变的因素之一。

与术前的移植体相比,ACLR 术后 15 d 其蠕变应变尤其是最终应变明显增大,说明无论移植体承受较小应力(例如坐姿)或者较大应力(例如直立)时,其可提供的约束力在术后 15 d 内均有所降低。移植体中弹性纤维断裂和无法及时修复仍可能是发生这一变化的主因。不同的是,当承受 1 MPa 较大应力时,术后 15 d 移植体的最终应变相较于术前有显著下降,而 0.1 MPa 较小应力下则没有显著性差异。该结果表明,移植体在术后短时间内出现了松弛的现象,可能导致其对关节的约束力降低,这也解释了部分患者在术后进行行走等康复训练的过程中出现关节失稳等现象。而 ACL 最终应变介于两者中间,说明手术中为移植体施加预张力并不能完全抵消移植体自身发生松弛。蠕变应变的降低同时说明移植体弹性下降。

本文结果表明,ACL 与移植体的黏性并非线性变化,在不同应力下,同一标本黏性系数有较大差异。ACL 与术后 15 d 移植体均是在高应力条件下有更大黏度系数;而术前移植体则相反,在低应力条件下展现更明显的黏性,且远高于 ACL。在 0.1 MPa 应力下,移植体的 η_1 下降明显。虽然在 1 MPa 条件下也呈下降趋势,但是下降速度较缓。无论是在低应力还是高应力条件下,ACL 黏性系数

η_1 均介于术前及术后 15 d 移植体之间。以上结果说明,移植体黏性在 ACLR 术后 15 d 内下降,且在低应力环境中下降更为明显。这种降低在初期符合预期,但是黏性下降并未在其与 ACL 接近时停止,而是持续降低。本文推测,这是 ACLR 术后观察关节稳定性较好,而术后又感到关节稳定性差的原因。此外,由于跟腱移植体的结构以及生理环境与 ACL 有差异,导致其在应对高应力与低应力时所表现的黏性与 ACL 相反。但术后 15 d 时,移植体同 ACL 类似,在较高应力下表现出更大的黏性,该现象可能是移植体生理环境变化导致成分与结构改变导致。由此可以推断,移植体黏性在术后持续降低,且在低应力下更显著。本文认为,当关节受到冲击时,类似屈膝的低应力状态比类似直膝的高应力状态,由移植体黏性提供的额外刚度更少,更易受到损伤。

Prony 模型的松弛模量系数比率的含义是其自身所在 Maxwell 单元中弹簧元件弹性占标本所有弹簧元件弹性之和的比率。由此可知, k_1+k_2 值越大,在受到单位冲击应变时,所产生应力越小,抗冲击效果越弱。本文发现,在 0.1 MPa 平衡条件下,ACL 拥有最好的抗冲击效果,远优于术前与术后 15 d 的移植体。而在 1 MPa 平衡条件下,ACL 与术后 15 d 移植体的抗冲击效果相当,且高于术前移植体。该结果表明,在低应力条件下,移植体抗冲击的能力未达预期,前抽屉测试中发现胫骨前移可能与此有关。而在直立等移植体高应力条件下,抗冲击能力则与 ACL 相近。此外,ACL 与术前移植体均是在高应力下抗冲击能力较弱,而术后 15 d 的移植体则在低应力下抗冲击能力较弱。该结果同样证明,ACLR 术后移植体黏性在低应力条件下降低更明显。

移植体黏性降低可能与其内部结构变化有关。虽然在术后 15 d 时移植体内胶原分布、整体结构及其卷曲模式保持不变,但是移植体内原有细胞将死去,而新细胞尚未长成,故移植体细胞外基质十分松散,导致移植体含水量增多,这可能是移植体黏性下降的原因之一^[11,24-25]。

虽然移植体在术后早期黏弹性出现明显降低,且在低应力环境中更加明显,但术后早期的康复训练仍很重要,并对未来的康复进程产生影响。本文建议,在术后 15 d 内的康复训练,应尽量减少

周期运动的膝关节屈伸频率,在负重行走康复中应使用助行器,减小关节负荷,术侧下肢佩戴支具,并且避免踢、踹等动作对于韧带的冲击。

参考文献:

- [1] HAHN J, SCHULZE-TANZIL G, SCHROPFER M, *et al.* Viscoelastic behavior of embroidered scaffolds for acl tissue engineering made of PLA and P (LA-CL) after *in vitro* degradation [J]. *Int J Mol Sci*, 2019, 20(18): 4655.
- [2] ARDERN CL, WEBSTER KE, TAYLOR NF, *et al.* Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: A systematic review and meta-analysis of the state of play [J]. *Brit J Sport Med*, 2011, 45(7): 596-606.
- [3] PATERNO MV, SCHMITT LC, FORD KR, *et al.* Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport [J]. *Am J Sports Med*, 2010, 38(10): 1968-1978.
- [4] ECKENRODE BJ, CAREY JL, SENNETT BJ, *et al.* Prevention and management of post-operative complications following ACL reconstruction [J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2017, 10(3): 315-321.
- [5] WU B, ZHAO Z, LI S, *et al.* Preservation of remnant attachment improves graft healing in a rabbit model of anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *Arthroscopy*, 2013, 29(8): 1362-1371.
- [6] RUAN D, ZHU T, HUANG J, *et al.* Knitted silk-collagen scaffold incorporated with ligament stem/progenitor cells sheet for anterior cruciate ligament reconstruction and osteoarthritis prevention [J]. *ACS Biomater Sci Eng*, 2019, 5(10): 5412-5421.
- [7] SOREIDE E, DENBEIGH JM, LEWALLEN EA, *et al.* *In vivo* assessment of high-molecular-weight polyethylene core suture tape for intra-articular ligament reconstruction: An animal study [J]. *Bone Joint J*, 2019, 101-B(10): 1238-1247.
- [8] 黄伟刚, 许伟国, 何永浩. 前交叉韧带保留残端重建术在治疗前交叉韧带损伤中的临床应用效果 [J]. *中外医疗*, 2021, 40(36): 65-68.
- [9] DURSELEN L, CLAES L, KIEFER H. The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain [J]. *Am J Sports Med*, 1995, 23(1): 129-136.
- [10] LIMBERT G, TAYLOR M, MIDDLETON J. Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: Simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL [J]. *J Biomech*, 2004, 37(11): 1723-1731.
- [11] MARIESWARAN M, JAIN I, GARG B, *et al.* A review on

- biomechanics of anterior cruciate ligament and materials for reconstruction [J]. *Appl Bionics Biomech*, 2018, doi: 10.1155/2018/4657824. eCollection 2018.
- [12] GUTIERREZ-LEMINE D. *Engineering Viscoelasticity* [M]. New York; Springer, 2014; 353.
- [13] PARK SW, SCHAPERLY RA. Methods of interconversion between linear viscoelastic material functions. Part I—A numerical method based on Prony series [J]. *Int J Solids Struct*, 1999, 36(11): 1653-1675.
- [14] GREGA KL, SEGALL RN, VAIDYA AJ, *et al.* Anisotropic and viscoelastic tensile mechanical properties of aponeurosis: Experimentation, modeling, and tissue microstructure [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020, 110: 10.
- [15] FRANK CB. Ligament structure, physiology and function [J]. *J Musculoskel Neuron*, 2004, 4(2): 199-201.
- [16] RISTANIEMI A, STENROTH L, MIKKONEN S, *et al.* Comparison of elastic, viscoelastic and failure tensile material properties of knee ligaments and patellar tendon [J]. *J Biomech*, 2018, 79: 31-38.
- [17] HOWARD ME, CAWLEY PW, LOSSE GM, *et al.* Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: The effects of graft pretensioning [J]. *Arthroscopy*, 1996, 12(3): 287-292.
- [18] ALLEN CR, LIVESAY GA, WONG EK, *et al.* Injury and reconstruction of the anterior cruciate ligament and knee osteoarthritis [J]. *Osteoarthr Cartil*, 1999, 7(1): 110-121.
- [19] WEILER A, PEINE R, PASHMINEH-AZAR A, *et al.* Tendon healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep [J]. *Arthroscopy*, 2002, 18(2): 113-123.
- [20] WEILER A, PETERS G, MAURER J, *et al.* Biomechanical properties and vascularity of an anterior cruciate ligament graft can be predicted by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. A two-year study in sheep [J]. *Am J Sports Med*, 2001, 29(6): 751-761.
- [21] CUMMINGS JF, GROOD ES, LEVY MS, *et al.* The effects of graft width and graft laxity on the outcome of caprine anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *J Orthop Res*, 2002, 20(2): 338-345.
- [22] 王慧枝, 张卓越, 石沁祎, 等. 前交叉韧带长度、峡部横截面积及骨止点面积间的相关性研究 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 125.
- [23] ARNOCKY SP, TARVIN GB, MARSHALL JL. Anterior cruciate ligament replacement using patellar tendon. An evaluation of graft revascularization in the dog [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1982, 64(2): 217-224.
- [24] SCHEFFLER SU, UNTERHAUSER FN, WEILER A. Graft remodeling and ligamentization after cruciate ligament reconstruction [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2008, 16(9): 834-842.
- [25] BOSCH U, KASPERCZYK WJ. Healing of the patellar tendon autograft after posterior cruciate ligament reconstruction—A process of ligamentization? An experimental study in a sheep model [J]. *Am J Sports Med*, 1992, 20(5): 558-566.