

文章编号: 1004-7220(2022)06-1050-06

兔髌韧带压缩力学性能

于昊平¹, 马建立¹, 齐志明², 尹梦虹³, 刘力夫¹, 吴承伟¹, 张伟¹

(1. 大连理工大学 工程力学系, 生物与纳米力学实验室, 工业装备结构分析国家重点实验室, 辽宁 大连 116024;

2. 大连市骨科医院 运动医学科, 辽宁 大连 116011; 3. 大连市中心医院 运动医学科, 辽宁 大连 116033)

摘要: **目的** 研究不同应变率下韧带的压缩应力-应变关系, 并构建本构模型, 为韧带的损伤预估及替代材料的研究提供参考。 **方法** 通过万能拉伸试验机测试兔髌韧带在不同应变率(0.001、0.01、0.1、1 s⁻¹)下的压缩力学性能和压缩松弛响应, 并构建相应的本构方程。 **结果** 单轴无侧限压缩实验表明, 随着应变率增加, 30%、40%应变下的应力和切线模量均明显增大。相比于 Gent 模型, Fung 和 Ogden 模型更适用于拟合韧带压缩曲线($R^2 > 0.99$); 采用 4 项 Prony 级数更适用于拟合韧带的松弛曲线($R^2 > 0.99$)。 **结论** 兔髌韧带的压缩力学性能有显著的黏弹性响应, Fung 和 Ogden 模型可用于拟合韧带的压缩响应, 4 项 Prony 级数可用于拟合兔髌韧带的压缩松弛响应。

关键词: 髌韧带; 应变率; 力学性能; 本构拟合; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.012

Compressive Mechanical Properties of Rabbit Patellar Ligaments

YU Haoping¹, MA Jianli¹, QI Zhiming², YIN Menghong³, LIU Lifu¹, WU Chengwei¹, ZHANG Wei¹

(1. State Key Laboratory of Structure Analysis for Industrial Equipment, Biomechanics and Nanomechanics Laboratory, Department of Engineering Mechanics, Dalian University of Technology, Dalian 116024, Liaoning, China; 2. Department of Sports Medicine, Dalian Orthopedic Hospital, Dalian 116011, Liaoning, China; 3. Department of Sports Medicine, Dalian Municipal Central Hospital, Dalian 116033, Liaoning, China)

Abstract: **Objective** To investigate the stress-strain relationship of ligaments under compression at different strain rates and construct a constitutive model, so as to provide references for prediction of ligament injury and development of replacement materials. **Methods** The compressive mechanical properties and compressive relaxation responses of rabbit patellar ligaments at different strain rates (0.001, 0.01, 0.1, 1 s⁻¹) were tested by universal tensile testing machine, and the corresponding constitutive equations were constructed. **Results** The uniaxial unconfined compression experiment showed that the stress and tangent modulus under 30% strain and 40% strain increased obviously with the increase of strain rate. Compared with the Gent model, the Fung model and Ogden model were more suitable for fitting the ligament compression curves ($R^2 > 0.99$). The four-term Prony series were more suitable for fitting relaxation curves of the ligaments ($R^2 > 0.99$). **Conclusions** The compressive mechanical properties of rabbit patellar ligaments demonstrate the significant viscoelastic response. The Fung model and Ogden model can be used to fit compressive response of the ligaments, and the four-term Prony series can be used to fit the compressive relaxation response of rabbit patellar ligaments.

Key words: patellar ligament; strain rate; mechanical properties; constitutive fitting; biomechanics

收稿日期: 2021-11-04; 修回日期: 2022-01-10

基金项目: 国家重点研发计划项目(2018YFA0704103, 2018YFA0704104), 中央高校基本科研业务费项目(DUT21TD105, DUT22YG123)

通信作者: 张伟, 教授, 博士生导师, E-mail: wei.zhang@dlut.edu.cn

韧带在肌肉骨骼系统中起着稳定关节和引导运动的作用,对关节运动十分重要。韧带断裂是常见损伤,故有必要通过生物力学检测研究韧带的力学性能^[1]。膝关节最前方的髌韧带,也称髌腱,是全身力学性能最强的韧带之一。而韧带在运动过程中主要承受如下两种形式的载荷:

(1) 单向拉伸载荷。对韧带施加单向拉伸或正弦循环拉伸载荷,以测试韧带弹性模量、模拟韧带的拉伸本构方程。苏伟仁等^[2]对大鼠内侧副韧带进行正弦形式的循环拉伸,结果发现,在循环应变优化下,适当的正弦循环拉伸可以提高肌腱和韧带的力学性能。Colin 等^[3]对人髌骨肌腱施加循环载荷,测试其力学性能和失效的影响。结果表明,在循环测试过程中,其弹性模量显著降低,循环能量耗散显著增加。Svensson 等^[4]在干燥状态下使用原子力显微镜在不同应变率下对髌韧带原纤维进行拉伸测试,结果显示,胶原原纤维具有黏弹性性质。李建峰等^[5]测量拇指腕掌关节韧带所能承受的最大载荷,以及其在拉伸时弹性模量、延伸率。李海岩等^[6]分别用膜和弹簧两种单元类型模拟颈部韧带在动态拉伸过程中的失效范围,并通过实验验证膜单元在拉伸实验中具有更好的生物仿真度,为韧带的有限元仿真计算提供方法。倪国新等^[7]对兔髌韧带拉伸性能的率相关特性进行系统研究,并拟合得到髌韧带拉伸的黏弹性本构方程,为模拟韧带运动提供拉伸本构模型依据。

(2) 横向压缩载荷。在肌腱包裹骨骼处或肌腱在骨骼上的附着点处,这种载荷尤为突出^[10-12]。当髌韧带承受异常的压缩变形时,如关节运动过程中肌腱被其包裹的骨骼所挤压,会导致其产生病变或甚至断裂。Williams 等^[13]对兔髌韧带进行压缩,发现髌韧带在插入点和中间部位的压缩性能不同,且压缩响应都随应变率增加而增大。Buckley 等^[10]对牛指伸肌腱的压缩蠕变测试结果表明,蠕变恢复响应是非线性的。Salisbury 等^[11]测量压力载荷对牛指伸肌腱形状变化的影响,并模拟肌腱的应力分布情况,利用等时蠕变位移数据,获得理想形状肌腱的弹性模量和泊松比。Brianne 等^[14]用基于原子力显微镜的流变测试,研究韧带的基线压缩反应,并确定这种反应在成熟和衰老过程中如何发生改变。然而,目前关于髌韧带压缩性能的研究缺乏系统性,压缩本构模型依旧匮乏,

多数针对韧带压缩的研究仅指明韧带在受压下的非线性、各向异性材料行为,并未能够对髌韧带的压缩、松弛性能进行量化表征。

本文使用 3 种模型拟合不同应变率下的均值压缩曲线,对不同应变率下的压缩松弛均值曲线进行 Prony 级数拟合,对韧带压缩、韧带松弛建立率相关压缩本构方程,对兔髌韧带在 0.001、0.01、0.1、1 s⁻¹ 应变率下的压缩、松弛性能进行量化表征。

1 材料与方法

1.1 样本准备及处理

所采用的髌韧带样本取自母新西兰兔,10 月龄,体重 2 kg 左右,由大连医科大学提供。经过预实验发现左右腿的压缩响应无差异,故忽略左右腿的区别。将实验兔安乐死后,切下后腿,用手术刀切出髌韧带中 1/3 部分,在远离近骨端的中间部位,小心切割出用于压缩实验的方形样本[见图 1(a)]。用电子游标卡尺(精度为 0.01 mm)测量样本的长度和宽度。由于样本的厚度较小(一般只有 1 mm),为避免人为误差,参考 Williams 等^[10]所采用的测量方式:先调整试验机,使空压时上下压头接触至压力为 20 mN,此时上压头位移作为样本厚度测量的零点;再将上压头抬起,放入样本,控制上压头下压,当上压头和样本接触力达到 20 mN 时认为此时上压头已接触样本,记录此时上压头位移,前后两次位移差即为样本的厚度。实验采用 MTS 静态万能材料试验机(量程 100 N,力传感器精度 0.5 级,位移精度 50 nm)。样品加载如图 1(b)所示。本文采样位置统一为兔髌韧带中 1/3 远骨端部位,压缩方向为垂直于冠状面。而 Williams 等^[10]研

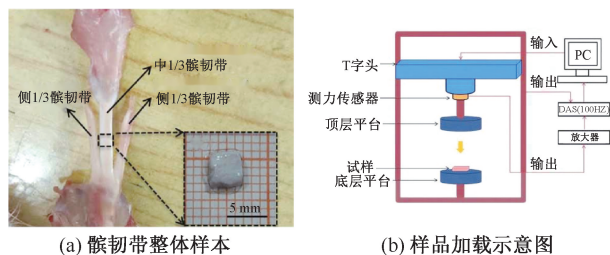


图1 样本及实验加载示意图

Fig. 1 Sample and schematic diagram of the experimental loading (a) Sample of the whole patellar ligament, (b) Diagram of sample loading

究发现,兔髌韧带在近骨端和远骨端部位的压缩性能不同,并且韧带的压缩性能存在方向性。因此,今后还应针对同种韧带中不同部位、不同方向的压缩性能进行系统研究。

1.2 单轴无侧限压缩

对新鲜兔髌韧带在不同应变率(0.001、0.01、0.1、1 s⁻¹)下进行单轴无侧限压缩实验,每个应变率下进行4次多样本重复实验,故在单轴无侧限压缩实验中总共使用16个韧带样本。韧带样本取自新西兰母兔后腿,不区分左右腿,故在该实验中共使用8只实验兔。将韧带放入万能试验机后,使试验机上压头和韧带接触,接触力为20 mN,此时视为0%应变状态,随后开始压缩。由于在预实验中发现样本压缩到工程应变为50%时曲线便发生波折,同时压力急速上升,表明样本可能已经破坏,故本实验将最大压缩应变设为40%。再根据每个样本的尺寸处理载荷位移结果,从而获得应力和应变的关系。对重复样本的测试结果取平均值后,得到4个不同应变率下的应力-应变曲线。

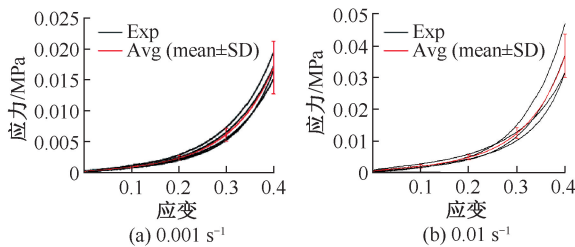


图2 韧带在不同应变率下应力-应变曲线

Fig. 2 Stress-strain curves of ligaments at various strain rates

注:红线代表4次重复试验的平均值和固定应变下的标准差。

为进一步表征不同应变率下韧带压缩力学性能的差异,通过统计学分析软件SPSS,对实验曲线在应变为30%、40%时的应力和切线模量进行差异

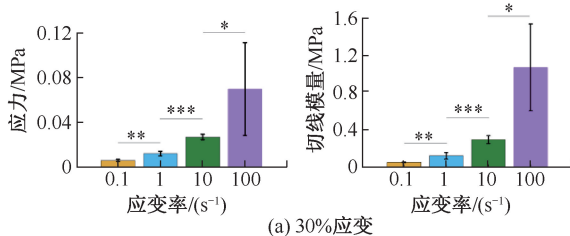


图3 不同应变率下应力及切线模量对比

Fig. 3 Stress and tangent modulus at different strain rates

注: * $P < 0.05$; ** $P < 0.01$; *** $P < 0.001$ 。

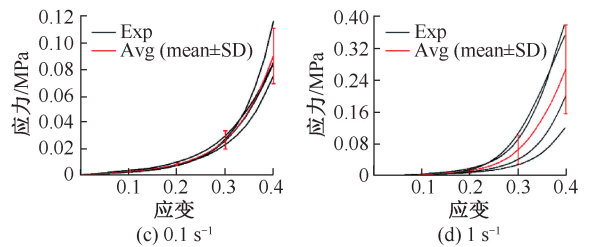
1.3 单轴无侧限压缩松弛

韧带的单轴无侧限压缩松弛实验过程与压缩实验类似,但因实验时间较长,需要在实验过程喷洒适量的生理盐水,以避免韧带失水,影响实验结果。压缩松弛实验仍采取不同应变率(0.001、0.01、0.1、1 s⁻¹),每个应变率下进行5次多样本重复实验,在单轴无侧限压缩松弛实验中共使用10只新西兰母兔的20个韧带样本。压头压缩到40%应变后停止位移加载,开始松弛实验,松弛时长设为600 s,实验结束后得到韧带的应力松弛曲线,再根据每个样本的尺寸计算工程应力,得到4个不同应变率下压缩后的应力松弛曲线。

2 结果

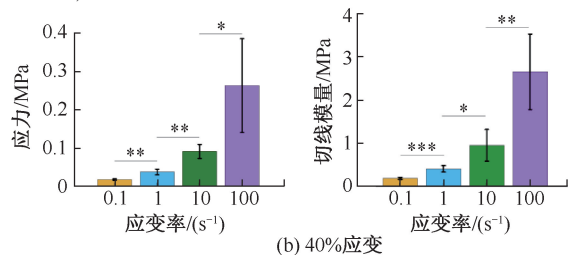
2.1 不同应变率下韧带压缩实验

图2所示分别为0.001、0.01、0.1、1 s⁻¹应变率下兔髌韧带单轴无侧限压缩的应力-应变曲线。可以看出,随着应变率的增加,兔髌韧带的压缩响应明显增强。并且随着应变和应变率的增加,韧带的切线模量也在增加。



(a) 0.001 s⁻¹, (b) 0.01 s⁻¹, (c) 0.1 s⁻¹, (d) 1 s⁻¹

显著性分析。结果表明,随着应变率增加,30%、40%应变下的应力和切线模量均明显增大(见图3)。



(a) Under 30% strain, (b) Under 40% strain

2.2 韧带压缩曲线的本构拟合

材料的本构模型通常利用应变能密度函数来描述,材料的应力-应变关系可以根据应变能密度方程得到。常见的本构模型包括弹性模型、弹塑性模型和超弹性模型等。其中,超弹性模型常用来描述橡胶、生物组织、大分子材料的非线性力学响应。为简化模型,将髌韧带假设为各向同性不可压缩材料,常用的超弹模型有 Gent、Ogden 和 Fung 3 种模型,经简单推导后,各超弹性模型的柯西应力表达如下^[15]:

$$\sigma_{Gent} = \frac{\mu_0 J_m (\lambda - \lambda^{-2})}{J_m - \lambda^2 - 2\lambda^{-1} + 3} \quad (1)$$

$$\sigma_{Fung} = \mu_0 e^{b(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)} (\lambda^2 - \lambda^{-1}) \quad (2)$$

$$\sigma_{Ogden} = \frac{2\mu_0}{\alpha^2} (\lambda^{\alpha-1} - \lambda^{-\frac{\alpha}{2}+1}) \quad (3)$$

基于当前对兔髌韧带组织的实验数据,使用 MATLAB R2018a 对图 1 所示的每个应变率下的平均应力-应变曲线进行 Gent、Fung 和 Ogden 本构拟合。图 4 所示为不同应变率下韧带压缩均值曲线及相应的拟合曲线。曲线拟合后得到的 3 种本构模型的拟合参数列于表 1 中。

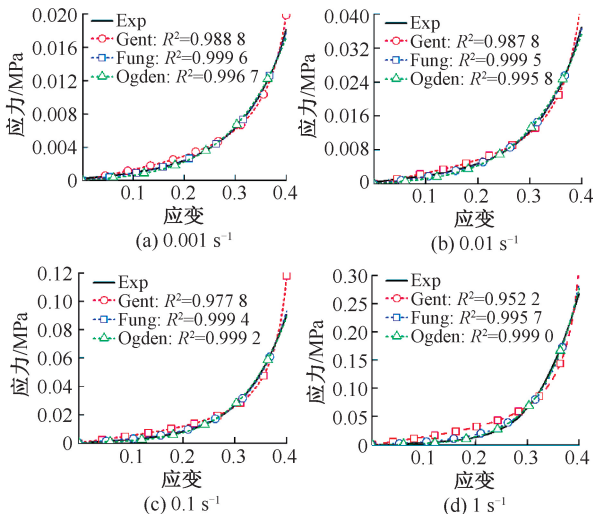


图 4 不同应变率下均值压缩曲线本构拟合

Fig. 4 Constitutive fitting of mean compression curves at different strain rates (a) 0.001 s⁻¹, (b) 0.01 s⁻¹, (c) 0.1 s⁻¹, (d) 1 s⁻¹

2.3 不同应变率下韧带松弛

将不同应变率下压缩后的应力松弛曲线分别取平均,放入同一坐标系下进行比较(见图 5)。可

表 1 压缩曲线模型拟合参数

Tab. 1 Fitting parameters of compression curve models

应变率/ (s ⁻¹)	Gent		Fung		Ogden	
	μ ₀ /kPa	J _m	μ ₀ /kPa	b	μ ₀ /kPa	α
0.001	4.60	0.49	2.81	5.06	1.51	14.01
0.01	8.06	0.44	5.22	5.31	2.67	14.57
0.1	17.73	0.45	8.48	6.46	3.32	17.20
1	44.29	0.43	15.42	7.82	4.26	20.29

注:μ₀为初始剪切模量,J_m,b,α为无量纲参数。

以看到,4个应变率下压缩后的应力松弛曲线皆表现出以下特征:前5s应力下降最快,100s后应力缓慢趋近于稳定状态,不同应变率下的松弛曲线在稳定时的应力很接近。取0、5、100、600s时不同应变率下的韧带应力列于表2中,并计算与初始应力的比值。

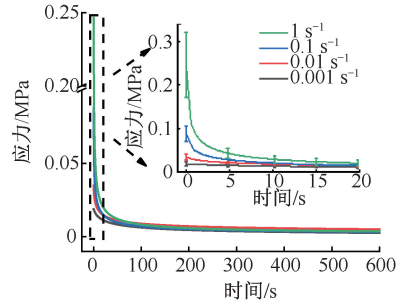


图 5 不同应变率下压缩松弛均值曲线

Fig. 5 Compressive relaxation mean curves at various strain rates

表 2 不同松弛时间下应力及归一化应力降幅

Tab. 2 Stress and normalized stress reduction at different relaxation time

应变率/ (s ⁻¹)	参数	松弛时间/s			
		0	5	100	600
0.001	应力/kPa	18.8	15.6	6.2	2.6
	归一化应力降幅/%	0	17.02	67.02	86.17
0.01	应力/kPa	35.0	21.4	8.9	5.0
	归一化应力降幅/%	0	38.86	74.57	85.71
0.1	应力/kPa	87.9	27.7	7.1	3.2
	归一化应力降幅/%	0	68.49	91.92	96.36
1	应力/kPa	246.4	42.5	8.3	3.6
	归一化应力降幅/%	0	82.75	96.63	98.54

2.4 韧带松弛曲线的本构拟合

应力松弛实验的数据采用 Tzikang 等^[16]使用的松弛函数来拟合本构,其函数形式如下:

$$\sigma(t) = \varepsilon_0 Y(t) \quad (4)$$

式中:ε₀为初始应变;Y(t)为松弛函数,通常用如下的 Prony 级数表示:

$$Y(t) = E_0 \left[1 - \sum_{i=1}^n c_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}) \right] \quad (5)$$

式中: E_0 为材料的瞬时模量; c_i 为第 i 个 Prony 常量, 由实验数据确定; τ_i 为松弛时间常数, 用于表示 Prony 级数项数的松弛时间。本文选取具有 4 个松弛项的 Prony 级数来模拟实验结果^[17], 故松弛时间常数 τ_i 根据实验的松弛时间对数规律取值 (0、6、

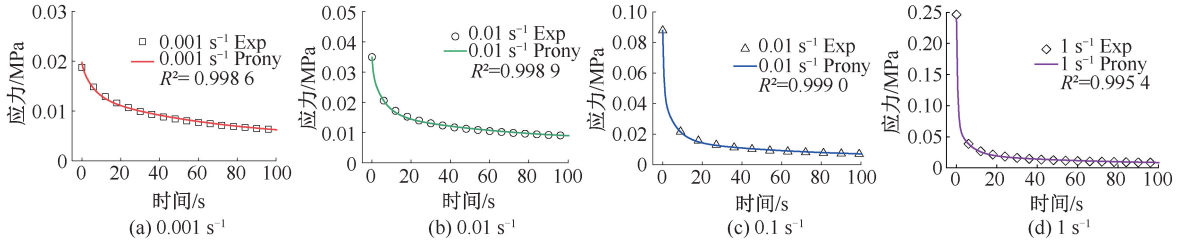


图 6 40% 应变下韧带在不同应变率下 4 项 Prony 级数拟合曲线

Fig. 6 The 4-term Prony series fitting curves of ligaments at various strain rates under 40% strain (a) 0.001 s^{-1} , (b) 0.01 s^{-1} , (c) 0.1 s^{-1} , (d) 1 s^{-1}

表 3 不同应变率下松弛实验数据 Prony 级数拟合参数

Tab. 3 Prony series fitting parameters of relaxation experimental data at different strain rates

应变率/ (s^{-1})	E_0 /kPa	c_1	c_2	c_3	c_4
0.001	49.4	0.037 3	0.291 4	0.391 1	0.239 0
0.01	87.1	0.144 1	0.383 3	0.239 2	0.142 7
0.1	219.5	0.471 0	0.342 0	0.121 4	0.045 4
1	599.8	0.705 0	0.202 7	0.066 9	0.015 7

3 讨论

本文研究了不同应变率下兔髌韧带的单轴压缩力学性能, 并通过 Gent、Fung、Ogden 构建相应的本构模型; 探讨不同应变率下兔髌韧带的压缩松弛力学性能, 通过 Prony 级数进行拟合。

单轴无侧限压缩实验结果表明, 兔髌韧带的抗压性能对应变率敏感, 且随着应变率的增加, 韧带在 30% 和 40% 应变下的压应力和切线模量皆显著增加。通过 Gent、Fung、Ogden 3 种本构模型对韧带均值压缩实验曲线进行拟合。在 4 个应变率下, 3 种本构模型的拟合度均大于 0.95, 但其中 Gent 模型拟合后的硬化参数 J_m 不符随应变率增加而增大的趋势, 表明其不适于模拟髌韧带的压缩曲线。Fung 模型在较低的应变率 ($0.001 \sim 0.1 \text{ s}^{-1}$) 的情况下拟合度优于 Ogden 模型, 而 Ogden 模型在较高应变率 (1 s^{-1}) 的情况下拟合度优于 Fung 模型。

60、600 s)。

运用 MATLAB 对不同应变率下加载后的松弛应力-时间曲线进行 Prony 级数拟合。可以看到, 4 个应变率下的拟合度均超过 0.995, 表明 Prony 级数可以实现兔髌韧带压缩松弛实验曲线的模拟 (见图 6)。4 个应变率下 Prony 级数的拟合参数如表 3 所示。

压缩松弛实验结果表明, 初始压缩时的应变率越大, 松弛阶段的初始应力越大, 应力降低的比例越大。而不同应变率下压缩松弛曲线在稳定时应力的差别很小, 甚至出现 0.01 s^{-1} 应变率下压缩松弛曲线的稳定应力大于其余应变率的情况, 说明韧带的弹性响应可能对应变率不敏感, 而黏性响应对应变率很敏感。通过 Prony 级数形式对韧带压缩松弛曲线进行拟合, 发现采取 4 个松弛项的 Prony 级数拟合度最好, 拟合度均大于 0.99, 且不同应变率下 Prony 拟合参数中的瞬时模量 E_0 均满足随应变率增加而增大的规律。因此, 本文所采取的用 Prony 级数表示的松弛函数可以模拟兔髌韧带松弛性能的规律。

需要指出, 本文提出的压缩、松弛本构模型适用于应变率在 $0.001 \sim 1 \text{ s}^{-1}$ 范围。如果应变率不在此范围, 模型的适用性仍需进一步的实验验证。

4 结论

(1) 应变率对兔髌韧带的压缩力学性能具有显著影响, 应变率越大, 韧带的压缩响应越大。

(2) Ogden 模型和 Fung 模型可适用于髌韧带压缩力学行为的模拟。应变率对兔髌韧带的压缩松弛力学性能同样具有显著影响, 压缩过程中的应变率越大, 松弛阶段的初始应力越大, 应力下降速度越快。

(3) 4项 Prony 级数适用于髌韧带压缩松弛力学行为的模拟。通过对韧带压缩力学性能的测试和本构拟合,为韧带压缩性能的系统研究提供参考。

参考文献:

- [1] 陆骅, 王伟, 倪斌斌. 改进 Herbert 螺钉修复髌韧带断裂的实验研究[J]. 医用生物力学, 2009, 24(4): 281-284.
- [2] SU WR, CHEN HH, LUO ZP. Effect of cyclic stretching on the tensile properties of patellar tendon and medial collateral ligament in rat [J]. Clin Biomech, 2008, 23(7): 911-917.
- [3] FIRMINGER CR, BRENT EW. Effects of cyclic loading on the mechanical properties and failure of human patellar tendon [J]. J Biomech, 2021, 120: 110345.
- [4] SVENSSON RB, HASSENKAM T, HANSEN P, *et al.* Tensile force transmission in human patellar tendon fascicles is not mediated by glycosaminoglycans [J]. Connect Tissue Res, 2011, 52(5): 415-421.
- [5] 李建峰, 肖焕波, 李海雷, 等. 拇指腕掌关节韧带的解剖力学分析及临床意义[J]. 医用生物力学, 2017, 32(3): 284-287.
LI JF, XIAO HB, LI HL, *et al.* Analysis on anatomy and biomechanics of ligaments in carpometacarpal joints of the thumb and its clinical significance [J]. J Med Biomech, 2017, 32(3): 284-287.
- [6] 李海岩, 王晓燕, 崔世海, 等. 膜单元与弹簧单元模拟韧带损伤的生物力学响应[J]. 医用生物力学, 2018, 33(5): 390-395.
LI HY, WANG XY, CUI SH, *et al.* Biomechanical response of membrane element and spring element for simulation of ligament injury [J]. J Med Biomech, 2018, 33(5): 390-395.
- [7] 倪国新, 成海平, 吴宗耀. 兔髌韧带的非线性本构关系[J]. 医学研究生学报, 1998, 11(2): 91-94.
- [8] 华萍, 吕虎, 周英勇, 等. 体内移植羊膜对家兔肌腱损伤模型肌腱愈合的影响[J]. 中国生物医学工程学报, 2013, 32(4): 491-498.
- [9] 刘敏, 周晓赛, 张雷, 等. 膝关节内侧髌股韧带纤维束应变的测量研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2015, 34(3): 381-384.
- [10] BUCKLEY CP, SAMUEL SALISBURY TS, ZAVATSKY AB. Viscoelasticity of tendons under transverse compression [J]. J Biomech Eng, 2016, doi: 10.1115/1.4034382.
- [11] SAMUEL SALISBURY SS, BUCKLEY CP, ZAVATSKY AB. Transverse compression of tendons [J]. J Biomech Eng, 2016, 138(4): 041002.
- [12] DOCKING S, SAMIRIC T, SCASE E, *et al.* Relationship between compressive loading and ECM changes in tendons [J]. Muscle Ligament, 2013, 3(1): 7-11.
- [13] WILLIAMS LN, ELDER SH, BOUVARD JL, *et al.* The anisotropic compressive mechanical properties of the rabbit patellar tendon [J]. Biorheology, 2008, 45(5): 577-586.
- [14] CONNIZZO BRIANNE K, GRODZINSKY ALAN J. Multiscale poroviscoelastic compressive properties of mouse supraspinatus tendons are altered in young and aged mice [J]. J Biomech Eng, 2018, 140(5): 0510021-0510028.
- [15] ZHANG W, ZHANG RR, FENG LL, *et al.* Mechanical response of brain stem in compression and the differential scanning calorimetry and FTIR analyses [J]. J Appl Mech, 2016, 83(9): 091005.
- [16] TZIKANG C. Determining a Prony series for viscoelastic materials from time varying starin data [M]//2000 Technical Report. USA: NASA Langley Technical Report Server, 2000.
- [17] PARK SW, SCHAPERY 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.