

文章编号: 1004-7220(2025)02-0435-06

# 关节软骨区域性压缩松弛行为差异及黏弹性本构模型

李 姮<sup>1</sup>, 于胜波<sup>2</sup>, 张 伟<sup>1</sup>

(1. 大连理工大学 工程力学系, 工业装备结构分析优化与 CAE 软件全国重点实验室, 辽宁 大连 116024;

2. 大连医科大学 解剖学教研室, 辽宁 大连 116044)

**摘要:**目的 研究不同应变率下膝关节不同区域软骨的压缩松弛行为, 构建各区域软骨的黏弹性力学本构, 为软骨相关疾病预防、软骨修复材料研发提供参考。方法 对比格犬膝关节软骨进行区域划分, 通过万能试验机测试各区域软骨在不同加载应变率下的单轴非围限压缩松弛性能, 并构建本构模型。结果 软骨表现出明显的应力衰减, 归一化应力降幅随着应变率的增加而显著增加, 胫骨外侧中心平台软骨在应变率  $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$  时归一化应力降幅为 19%, 应变率  $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$  时归一化应力降幅增加至 69%, 各应变率下松弛平衡应力几乎持平。建立各区域软骨的 Ogden-Prony 黏弹性模型, 拟合度  $R^2 > 0.98$ 。结论 膝关节软骨在松弛试验中表现出显著的黏弹性响应, 其压缩松弛性能具有率相关性和区域相关性, Ogden-Prony 黏弹性模型能够反映软骨应变率依赖的应力松弛行为。

**关键词:** 关节软骨; 应力松弛; 应变率; 区域相关性; 本构模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2025.02.025

## Differences in Region-Dependent Compressive Relaxation Behavior of Articular Cartilage and Viscoelastic Constitutive Model

LI Heng<sup>1</sup>, YU Shengbo<sup>2</sup>, ZHANG Wei<sup>1</sup>

(1. State Key Laboratory of Structural Analysis Optimization and CAE Software for Industrial Equipment, Department of Engineering Mechanics, Dalian University of Technology, Dalian 116024, Liaoning, China;

2. Department of Anatomy, Dalian Medical University, Dalian 116044, Liaoning, China)

**Abstract: Objective** To investigate the compressive relaxation behavior of cartilage in different regions of the knee joint at different strain rates, and construct the viscoelastic mechanics of cartilage in each region, so as to provide a reference for the prevention of cartilage-related diseases and the development of cartilage repair materials. **Methods** The knee cartilage of beagle dogs was regionally divided, and the uniaxial unconfined compressive relaxation properties of cartilage in each region were tested by a universal testing machine at different strain rates, and the constitutive models were constructed. **Results** The cartilage exhibited a notable stress attenuation. Furthermore, the normalized stress reduction increased significantly with increasing strain rate. For cartilage in lateral plateaus of tibia, the normalized stress reduction at strain rate  $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$  was 19%, and increased to 69% at strain rate  $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ . The relaxation equilibrium stress remained relatively constant at all strain rates. The Ogden-Prony viscoelastic model of cartilage in each region was developed with a goodness of fit  $R^2 > 0.98$ . **Conclusions** The knee cartilage demonstrates a significant viscoelastic response in relaxation tests,

收稿日期: 2024-10-30; 修回日期: 2024-12-06

基金项目: 国家重点研发计划项目(2022YFE0115400), 博士后科学基金面上项目(2024M750309), 中央高校基本科研业务费(DUT24YC208, DUT24YG107), 博士后研究人员资助计划(GZC20240190)

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

exhibiting the rate-dependent and region-dependent properties. The Ogden-Pony viscoelastic model can reflect the strain rate-dependent stress relaxation behavior of cartilage.

**Key words:** articular cartilage; stress relaxation; strain rate; region-dependent; constitutive model

关节软骨作为坚韧的结缔组织,在肌肉骨骼系统中起着重要的支撑和保护作用。它覆盖在骨的末端,作为关节连接的低摩擦、耐磨、载荷扩展层,防止刚性骨端直接接触引起的应力损伤<sup>[1]</sup>。软骨是一种不均匀、各向异性的黏弹性材料,其兼具固体的弹性特征和液体随时间变化的黏性特征<sup>[2]</sup>。软骨的性能结构与疾病损伤紧密相关,探究软骨生物力学特性有助于理解其生理功能、发病原因、代谢机制,为开展软骨相关疾病预防、软骨修复材料设计提供参考<sup>[3]</sup>。

学者们通过测试软骨黏弹性力学性能,并基于承载机制、结构特征等构建力学本构模型<sup>[4]</sup>。Mow等<sup>[5]</sup>首次提出软骨的双相理论,构建了考虑液体渗透的非线性双相蠕变/松弛模型。Smyth等<sup>[6]</sup>测试了马关节软骨的应力松弛性能,并拟合实验数据构建了基于弹簧-阻尼系统的力学本构。Wilson等<sup>[7]</sup>构建多孔黏弹性纤维增强模型,通过拟合无侧限压缩和压痕试验结果,讨论基质中胶原纤维变化对力学性能的影响。黏弹性测试的开展和相关模型的提出深化了对软骨力学性能、组成结构和生理功能的理解。

膝关节作为人体最大最复杂的关节,由股骨下部、胫骨上部、髌骨、韧带、肌腱和关节囊组成,不同区域软骨承担着不同的生理功能。Jurvelin等<sup>[8]</sup>研究发现,关节软骨的力学性能具有区域相关性,股骨髌骨沟区域覆盖的软骨相较其他部分具有更高的硬度,胫骨外侧平台区域的软骨在所研究的5个区域中最软。此外,半月板在传力过程中发挥重要作用,直接影响着胫骨端软骨的力学性能<sup>[9]</sup>。在前期工作中,本课题组对不同区域软骨的压缩性能进行测试,并构建反映各区域软骨非线性和应变率硬化特性的超弹性本构模型<sup>[10]</sup>。然而,超弹性本构仅能模拟软骨受载阶段的非线性特征,仍未能反映其在长期受力环境中的黏弹性响应。

在此基础上,本文通过单轴非围限压缩松弛试验测试膝关节不同区域软骨的松弛性能,从区域相关和应变率相关两方面讨论其黏弹性力学性能差

异,探讨软骨的承载机制,解释软骨宏观力学性能的差异。在压缩松弛试验基础上,建立各区域软骨的黏弹性力学本构模型,为软骨修复材料设计评估和软骨损伤预测提供参考。

## 1 材料与方法

### 1.1 试样制备

本文以比格犬膝关节软骨作为研究对象,所有实验程序均得到大连理工大学生物与医学伦理委员会的批准(2020-11)。比格犬(年龄5岁,体重10~15 kg)由大连医科大学提供。根据伦理规定对比格犬执行安乐死,自髌关节取下完整的双侧后肢,保留全部皮毛和肌肉组织,密封保存在-20℃环境。测试前,将比格犬完整后肢置于室温环境(约20℃)解冻12 h<sup>[11]</sup>。移除皮毛和肌肉,使用手术刀分离股骨和胫骨,随即将分离后的组织转移浸泡在生理盐水中以防止组织脱水。

根据解剖学结构,将膝关节软骨划分为7个区域:股骨内侧髁、股骨外侧髁、股骨髌骨沟,半月板覆盖的胫骨内侧平台、胫骨外侧平台,以及半月板未覆盖的胫骨内侧中心平台、胫骨外侧中心平台[见图1(a)]。确定位置后,使用活检穿孔器在上述区域打孔定位,使用手术刀沿骨软骨界面对各区域的透明软骨进行分离。由于透明软骨和钙化软骨的形态存在较大差异,因此通过肉眼观察即可对二者进行区分[见图1(b)]。为最大程度保证力学测试结果的准确,试样直径固定为4 mm以保证试样上下表面相对平坦。软骨试样保存在生理盐水中,室温条件2.5 h内测试完毕,以减少软骨中蛋白酶对力学性能的影响<sup>[12]</sup>。

### 1.2 厚度测试

由于制备的关节软骨试样尺寸小、厚度薄,常规的厚度测量手段难以保证准确性且易损伤样品,故参考Williams等<sup>[13]</sup>采用的方法对试样原始厚度进行测量。基本原理是利用万能试验机十字头的系统位移变化进行测试,具体步骤如下:首先将试验机上下压头空压至固定载荷0.2 N,在此位置清

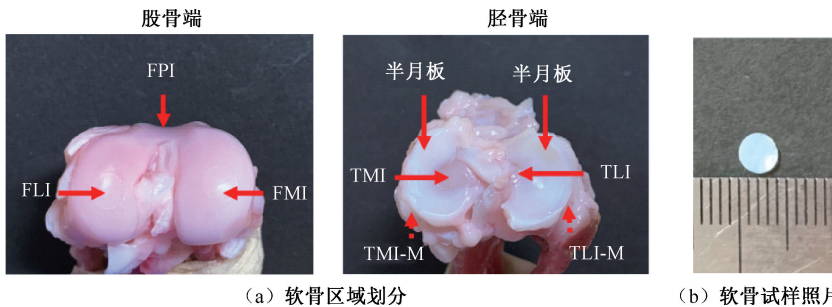


图 1 关节软骨试样

Fig. 1 Cartilage samples (a) Division of cartilage region, (b) Photo of cartilage sample

注: FMI 为股骨内侧髁; FLI 为股骨外侧髁; FPI 为股骨髁骨沟; TMI-M 为半月板下胫骨内侧平台; TLI-M 为半月板下胫骨外侧平台; TMI 为胫骨内侧中心平台; TLI 为胫骨外侧中心平台。

零十字头位移, 确定为位移零点, 之后抬起压头放置试样, 再次施加载荷与空压载荷一致, 此时试验机显示的位移即为试样的厚度。

### 1.3 压缩松弛试验

使用搭载 100 N 传感器 (MTS Load Cell) 的万能试验机 (Model 43, MTS 公司, 美国), 开展单轴非围限压缩松弛试验。将取自不同比格犬的 9 个膝关节样本随机分为 3 组, 对每个膝关节的 7 个区域均分离试样, 每个试样仅执行 1 次测试。测试开始前, 对待测软骨施加 0.2 N 预载荷, 确保软骨表面与压头完全接触。松弛试验的压缩加载段采用 3 种应变率, 分别为  $5 \times 10^{-4}$ 、 $5 \times 10^{-3}$ 、 $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ , 压缩达到指定应变时停止加载, 保持应变恒定, 记录应力

衰减数据, 绘制工程应力 ( $\sigma_e$ ) 随松弛时间变化的曲线。测试全程使用生理盐水保持软骨润湿。参考体内软骨在生理活动时的最大应变不超过 10%<sup>[14]</sup>, 设置初始应变为 10%, 松弛时间为 600 s。

## 2 结果

### 2.1 软骨压缩松弛性能

图 2 所示为不同加载应变率下各区域关节软骨的应力松弛曲线。关节软骨表现出典型的应力松弛现象, 各区域软骨在松弛初期应力随松弛时间增加而快速下降, 之后应力下降幅度减缓, 逐渐达到松弛平衡。通过计算各时间点的松弛应力衰减与初始应力的比值确定归一化应力降幅。各区

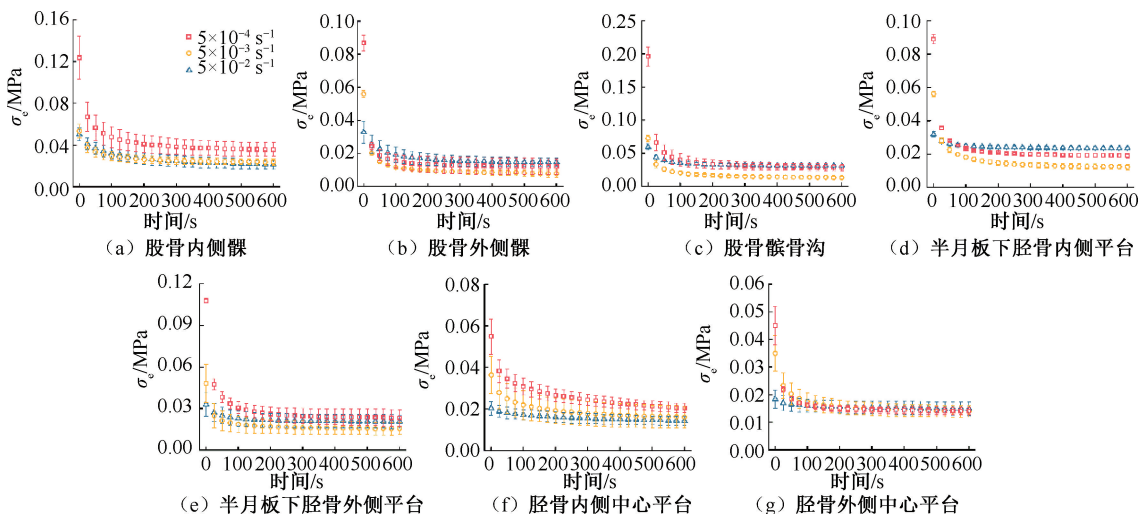


图 2 关节软骨压缩应力松弛曲线

Fig. 2 Compressive stress relaxation curves of articular cartilage (a) Medial condyle of the femur, (b) Lateral condyle of the femur, (c) Patellar groove of the femur, (d) Medial plateaus of the tibia covered by meniscus, (e) Lateral plateaus of the tibia covered by meniscus, (f) Medial plateaus of the tibia, (g) Lateral plateaus of the tibia

域软骨在平衡状态的归一化应力降幅均表现出随着应变率增加而增加的规律。对于股骨外侧髁,应变率  $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$  时,6 s 的归一化应力降幅为 8%;应变率  $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$  时,该值增加至 51%。对于胫骨外侧中心平台,应变率  $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$  时,平衡状态的归一化应力降幅仅为 19%;应变率  $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$  时,该值增加至 69%。此外,不同加载应变率下,相同区域软骨的松弛平衡应力几乎持平。

关节软骨的应力松弛行为表现出区域相关性。各区域软骨的初始应力和松弛平衡应力与前期工作中压缩试验所得结果规律一致<sup>[10]</sup>。股骨髁骨沟处软骨的松弛平衡应力最大,胫骨中心平台软骨的松弛平衡应力最小。

## 2.2 关节软骨黏弹性本构模型

前期工作中,通过 Ogden 超弹性本构模型对软骨压缩性能的非线性和应变硬化特征进行了拟合。在此基础上,本文结合含有时间相关项的黏弹性模型,构建反映软骨非线性应力-应变行为以及应变率相关应力松弛行为的非线性黏弹性本构模型。基础黏弹性力学模型有 Maxwell 模型和 Kelvin-Voigt 模型,在广义 Maxwell 模型的基础上串联 1 个自由弹簧单元能够得到 Maxwell-Kelvin 模型。该模型通常使用 Prony 级数形式表示,用以描述软骨的黏弹性行为<sup>[6,15]</sup>。Maxwell-Kelvin 模型的 Prony 级数形式表示为:

$$E(t) = E_{\infty} + \sum_{i=1}^n E_i e^{-\frac{t}{\tau_i}} \quad (1)$$

式中:  $E_{\infty}$  为平衡弹性模量;  $n$  为 Maxwell 基本单元的数量;  $E_i$  为各单元的弹性模量;  $\tau_i$  为各单元的松弛时间。

当  $t=0$  时,式(1)可写作  $E_0 = E_{\infty} + \sum_{i=1}^n E_i$ ,代入式(1)可得:

$$E(t) = E_0 \left[ 1 - \sum_{i=1}^n g_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}) \right] \quad (2)$$

式中:  $g_i$  为待拟合松弛参数,  $g_i = E_i/E_0$ ;  $E_0$  为初始弹性模量;  $\tau_i$  为松弛时间。

将 Ogden 模型与反映随时间变化的松弛特性的 Prony 级数结合得到黏弹性本构模型,以描述软骨的非线性黏弹性特征。Ogden 模型压缩方向的应力可表示为:

$$\sigma_{\text{Ogden}} = \frac{2G_0}{\alpha} \left[ \lambda_1^{\alpha-1} - \lambda_1^{-\left(\frac{\alpha}{2}+1\right)} \right] \quad (3)$$

式中:  $G_0$  为初始剪切模量;  $\alpha$  为硬化参数。

结合式(2)和(3),可得到 Ogden-Prony 本构方程:

$$\sigma(t) = \frac{2G_0}{\alpha} \left[ \lambda_1^{\alpha-1} - \lambda_1^{-\left(\frac{\alpha}{2}+1\right)} \right] \times \left[ 1 - \sum_{i=1}^n g_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}) \right] \quad (4)$$

选择 3 项 Prony 级数模型与 Ogden 模型联合对各区域软骨的松弛试验所得平均曲线进行拟合。参考 Park 等<sup>[16]</sup>研究,选取呈对数关系的松弛时间点 6、60、600 s。各应变率下,Ogden-Prony 模型对各区域软骨的松弛拟合曲线与试验曲线拟合结果良好,拟合结果的  $R^2$  均大于 0.98。模型参数的结果汇总于表 1。

表 1 软骨压缩松弛试验 Ogden-Prony 黏弹性模型拟合的材料参数  
Tab. 1 Material parameters obtained by fitting the Ogden-Prony viscoelastic model to experimental data of cartilage

| 软骨区域     | 应变率/<br>$\text{s}^{-1}$ | $G_0$ /<br>kPa | $\alpha$ | 松弛系数  |       |       |
|----------|-------------------------|----------------|----------|-------|-------|-------|
|          |                         |                |          | $g_1$ | $g_2$ | $g_3$ |
| 股骨内侧髁    | $5 \times 10^{-4}$      | 5.97           | 58.85    | 0.053 | 0.333 | 0.310 |
|          | $5 \times 10^{-3}$      | 6.24           | 59.10    | 0.292 | 0.193 | 0.106 |
|          | $5 \times 10^{-2}$      | 9.26           | 64.67    | 0.365 | 0.288 | 0.095 |
| 股骨外侧髁    | $5 \times 10^{-4}$      | 6.50           | 52.28    | 0.082 | 0.394 | 0.129 |
|          | $5 \times 10^{-3}$      | 7.62           | 57.06    | 0.571 | 0.254 | 0.049 |
|          | $5 \times 10^{-2}$      | 10.20          | 58.97    | 0.679 | 0.170 | 0.016 |
| 股骨髁骨沟    | $5 \times 10^{-4}$      | 8.13           | 56.98    | 0.182 | 0.255 | 0.061 |
|          | $5 \times 10^{-3}$      | 8.98           | 58.28    | 0.448 | 0.315 | 0.089 |
|          | $5 \times 10^{-2}$      | 15.70          | 63.83    | 0.601 | 0.230 | 0.034 |
| 半月板下     | $5 \times 10^{-4}$      | 5.38           | 54.34    | 0.082 | 0.158 | 0.039 |
| 胫骨内侧平台   | $5 \times 10^{-3}$      | 6.94           | 58.33    | 0.397 | 0.328 | 0.091 |
|          | $5 \times 10^{-2}$      | 8.68           | 61.33    | 0.538 | 0.238 | 0.013 |
| 半月板下     | $5 \times 10^{-4}$      | 5.86           | 53.62    | 0.099 | 0.244 | 0.051 |
| 胫骨外侧平台   | $5 \times 10^{-3}$      | 6.73           | 56.72    | 0.422 | 0.223 | 0.050 |
|          | $5 \times 10^{-2}$      | 7.66           | 65.32    | 0.476 | 0.285 | 0.035 |
| 胫骨内侧中心平台 | $5 \times 10^{-4}$      | 5.35           | 48.41    | 0.023 | 0.114 | 0.255 |
|          | $5 \times 10^{-3}$      | 5.96           | 54.70    | 0.128 | 0.294 | 0.225 |
| 胫骨外侧中心平台 | $5 \times 10^{-2}$      | 6.93           | 58.38    | 0.257 | 0.230 | 0.183 |
|          | $5 \times 10^{-4}$      | 5.15           | 47.61    | 0.053 | 0.078 | 0.091 |
| 中心平台     | $5 \times 10^{-3}$      | 6.04           | 53.98    | 0.234 | 0.306 | 0.102 |
|          | $5 \times 10^{-2}$      | 7.52           | 54.45    | 0.462 | 0.209 | 0.027 |

## 3 讨论

本文采用非围限压缩方法测试了膝关节不同区域软骨的压缩松弛行为。非围限压缩是力学性

能测试的常用方法,测试中软骨试样轴向受压,侧向自由扩张不受限制,近似受拉。相比于约束侧向变形的围限压缩,该法更接近原位接触条件和受力状态,所得结果能反映软骨的真实压缩行为<sup>[17-18]</sup>。作为黏弹性材料,软骨应力松弛与其内部结构紧密相关,软骨基质中的蛋白多糖内部聚集大量阴离子,电荷互斥造成了软骨基质具有高强度的膨脹压<sup>[19]</sup>。在松弛初期,外力使软骨基质内压超过膨脹压,使得间隙液体快速向外流出,随着液体不断流出,膨脹压与局部压力差不断减小,进入慢速松弛段,液体流出趋于平稳,最终达到松弛平衡。

生物组织的黏弹性力学行为具有显著的率相关性,随着应变率的增加,同一区域软骨的松弛初始应力增加。此外,对比不同加载应变率下软骨达到松弛平衡时的归一化应力降幅仍表现出相似规律,表明软骨的黏性响应具有显著的应变率相关性。进而对比不同应变率下软骨达到松弛平衡的应力,发现相同区域软骨在松弛平衡时应力几乎持平,该结论与前人的研究结果一致<sup>[20]</sup>。

前期研究已证明,膝关节软骨的力学性能存在区域相关性。本文发现,在相同应变率下,软骨的初始应力和松弛平衡应力均表现出区域性差异。股骨髌骨沟处软骨表现出最强的抗压性能,而胫骨端软骨抗压性能弱于股骨端软骨,其中胫骨中心平台软骨的抗压能力最弱,这与膝关节的生理运动和关节面间的载荷传递有关。由于犬类屈膝体位,股骨髌骨沟是膝关节中运动接触频率最高的部位。在生理负载下,股骨髌骨沟的接触应力大于股骨髌部的接触应力<sup>[9]</sup>。在股胫关节的载荷传递中,未被半月板覆盖的胫骨中心平台软骨直接承受和传递载荷,软而厚的软骨提供了更大的接触面积,减少了接触应力,保护软骨和骨骼免受过度载荷。然而,软骨达到松弛平衡时的归一化应力降幅无明显的区域性规律,表明软骨基质内部由外力和膨脹压变化引起的间隙液体流动主导松弛行为,即软骨的黏性响应与区域性关联不大。

根据实验结果,在 Ogden 超弹性本构模型的基础上,通过 Maxwell-Kelvin 黏弹性模型引入时间相关项,通过数据拟合构建了各区域软骨的 Ogden-Prony 非线性黏弹性本构模型。各区域软骨的初始模量表现出显著的应变率相关性,硬化参数  $\alpha$  呈现

出随应变率的增加而单调增加的趋势。同时,初始模量在相同应变率下依然表现出区域相关性,规律与力学试验一致。松弛系数  $g_i$  反映了各 Maxwell 基本单元的权重系数,代表不同松弛时间的 Maxwell 基本单元在总模型中所占权重。对于慢速加载组 ( $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ ),松弛时间 60、600 s 对应的单元所占权重较大,表示低应变率加载的软骨需较长时间达到松弛平衡。对于应变率快的  $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$  组,其占比最大的基本单元对应的松弛时间为 6 s,表明在快速初始加载下,软骨表现出快速松弛的特征。因此,Ogden-Prony 模型能够较好模拟天然软骨在压缩松弛中表现出的非线性黏弹性行为,同时反映了软骨的区域相关以及应变率相关特征。但需要指出,由于实验采用比格犬成本高,每组测试重复 3 次,本文在样本数量方面存在一定的局限性。

本文提出的 Ogden-Prony 黏弹性本构模型在后续研究中有望与软骨图像模型结合开展数值模拟计算,对软骨的区域性承载机制、生长发育、损伤修复等过程进行深入探究。目前,研究人员借助核磁共振成像建模和计算机技术开展数值模拟,有助于更好理解软骨力学性能和软骨疾病的机制。Rahman 等<sup>[21]</sup>建立了模拟软骨生理相关机械和化学变化的模型,结合软骨的力学本构,对健康、疾病、损伤和治疗中的软骨演化开展数值模拟。此外,利用力学刺激和调控,能够通过数值模拟评估软骨修复支架的特性对软骨形成的影响,并对支架开展孔径、力学性能等性能优化<sup>[22]</sup>。

## 4 结论

膝关节软骨在压缩松弛试验中表现出明显的应力衰减,归一化应力降幅随着应变率的增加而显著增加。各应变率的松弛平衡应力几乎持平,表明软骨弹性响应对应变率不敏感而黏性响应对应变率敏感。此外,软骨的压缩松弛行为表现出区域相关性。相同加载应变率下,股骨髌骨沟处软骨的初始应力最大,胫骨中心平台软骨的初始应力最小。达到平衡时,各区域软骨的松弛应力也呈现同样的区域性规律。在 Ogden 超弹性模型基础上结合 Maxwell-Kelvin 模型的 Prony 级数形式引入黏弹性项,建立各区域软骨的 Ogden-Prony 黏弹性模型,拟合度大于 0.98,能够反映软骨应变率依赖的应力松弛行为。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:李姮负责实验设计、数据分析、撰写与修改论文;于胜波负责样品提供、实验设计;张伟负责实验规划、论文修改。

## 参考文献:

- [ 1 ] HAN B, LI Q, WANG C, *et al.* Decorin regulates the aggrecan network integrity and biomechanical functions of cartilage extracellular matrix [J]. ACS Nano, 2019, 13 (10): 11320-11333.
- [ 2 ] WONG M, CARTER DR. Articular cartilage functional histomorphology and mechanobiology: A research perspective [J]. Bone, 2003, 33(1): 1-13.
- [ 3 ] 陈维毅. 力软组织生物力学及临床 [J]. 医用生物力学, 2024, 39(S1): 8.  
CHEN WY. Biomechanics and clinical studies of soft tissues [J]. J Med Biomech, 2024, 39(S1): 8.
- [ 4 ] 张春秋, 高丽兰. 关节软骨生物力学与力学生物学 2022 年研究进展 [J]. 医用生物力学, 2023, 38(1): 4-13.  
ZHANG CQ, GAO LL. Research progress on biomechanics and mechanobiology of articular cartilage in 2022 [J]. J Med Biomech, 2023, 38(1): 4-13.
- [ 5 ] MOW VC, KUEI SC, LAI WM, *et al.* Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments [J]. J Biomech Eng, 1980, 102 (1): 73-84.
- [ 6 ] SMYTH PA, GREEN I, JACKSON RL, *et al.* Biomimetic model of articular cartilage based on *in vitro* experiments [J]. J Biomim Biomater Bi, 2014(21): 75-91.
- [ 7 ] WILSON W, VAN DONKELAAR CC, VAN RIETBERGEN B, *et al.* Stresses in the local collagen network of articular cartilage: A poroviscoelastic fibril-reinforced finite element study [J]. J Biomech, 2004, 37(3): 357-366.
- [ 8 ] JURVELIN J, KIVIRANTA I, AROKOSKI J, *et al.* Indentation study of the biomechanical properties of articular cartilage in the canine knee [J]. Eng Med, 1987 (16): 15-22.
- [ 9 ] THAMBYAH A, NATHER A, GOH J. Mechanical properties of articular cartilage covered by the meniscus [J]. Osteoarthr Cartilage, 2006, 14(6): 580-588.
- [ 10 ] LI H, LI J, YU S, *et al.* The mechanical properties of tibiofemoral and patellofemoral articular cartilage in compression depend on anatomical regions [J]. Sci Rep, 2021, 11(1): 6128.
- [ 11 ] LEROUX MA, AROKOSKI J, VAIL TP, *et al.* Simultaneous changes in the mechanical properties, quantitative collagen organization, and proteoglycan concentration of articular cartilage following canine meniscectomy [J]. J Orthop Res, 2000, 18(3): 383-392.
- [ 12 ] ALI SY. The degradation of cartilage matrix by an intracellular protease [J]. Biochem J, 1964, 93(3): 611-618.
- [ 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 ] ECKSTEIN F, LEMBERGER B, GRATZKE C, *et al.* *In vivo* cartilage deformation after different types of activity and its dependence on physical training status [J]. Ann Rheum Dis, 2005, 64(2): 291-295.
- [ 15 ] CHANG B, REIGHARD C, FLANAGAN C, *et al.* Evaluation of human nasal cartilage nonlinear and rate dependent mechanical properties [J]. J Biomech, 2020 (100): 109549.
- [ 16 ] 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.
- [ 17 ] PARK S, HUNG CT, ATESHIAN GA. Mechanical response of bovine articular cartilage under dynamic unconfined compression loading at physiological stress levels [J]. Osteoarthr Cartilage, 2004, 12(1): 65-73.
- [ 18 ] PARK S, KRISHNAN R, NICOLL SB, *et al.* Cartilage interstitial fluid load support in unconfined compression [J]. J Biomech, 2003, 36(12): 1785-1796.
- [ 19 ] 刘志动. 压缩载荷作用下关节软骨准静态力学性能的研究 [D]. 天津: 天津理工大学, 2014.
- [ 20 ] DISILVESTRO MR, ZHU Q, SUH JKF. Biphasic poroviscoelastic simulation of the unconfined compression of articular cartilage: II—Effect of variable strain rates [J]. J Biomech Eng, 2000, 123(2): 198-200.
- [ 21 ] SEYEDPOUR SM, NAFISI S, NABATI M, *et al.* Magnetic resonance imaging-based biomechanical simulation of cartilage: A systematic review [J]. J Mech Behav Biomed, 2022(126): 104963.
- [ 22 ] KOH YG, LEE JA, CHUN HJ, *et al.* Biomechanical simulation for cartilage regeneration of knee joint osteoarthritis with composite scaffold using ply angle optimization [J]. J Biomater Appl, 2020, 34(7): 1019-1027.