

文章编号:1004-7220(2017)03-0274-06

循环加载下关节软骨的棘轮应变及理论预测

刘东东, 高丽兰, 张春秋, 魏朝磊, 秦晓怡

(天津理工大学 机械工程学院, 天津市先进机电系统设计 with 智能控制重点实验室, 天津 300384)

摘要: **目的** 获得不同加载条件下关节软骨的棘轮应变, 建立预测棘轮应变的理论模型, 并对软骨的棘轮应变进行预测。 **方法** 将猪股骨远端滑车部的新鲜关节软骨作为研究对象, 采用非接触式数字图像技术, 测试循环压缩载荷下关节软骨的棘轮应变; 建立预测棘轮应变的理论模型, 对不同应力幅值和加载率下软骨的棘轮应变进行预测, 并比较预测结果与实验结果。 **结果** 随循环圈数的增加, 软骨的棘轮应变先快速增长然后趋于稳定; 定加载率下, 软骨的棘轮应变随应力幅值的增大而增大; 定应力幅值下, 棘轮应变随加载率的增大而减小。实验结果与建立的理论模型预测结果吻合良好。 **结论** 关节软骨的棘轮应变与应力幅值成正比, 与加载率成反比。建立的理论模型可以预测软骨的棘轮行为, 同时为组织工程软骨的构造提供指导。

关键词: 关节软骨; 循环压缩; 棘轮应变; 理论模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.03.011

Ratcheting strain and theoretical prediction of articular cartilage under cyclic loading

LIU Dong-dong, GAO Li-lan, ZHANG Chun-qiu, WEI Chao-lei, QIN Xiao-yi (*Tianjin Key Laboratory of the Design and Intelligent Control of the Advanced Mechatronical System, School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China*)

Abstract: Objective To obtain the ratcheting strain of articular cartilage under different loading conditions, and construct the theoretical model so as to predict the ratcheting strain of cartilage. **Methods** The fresh articular cartilage obtained from the trochlear of distal femur was used as experimental subject. The ratcheting strain of articular cartilage was tested under cyclic compressive loads by applying the non-contact digital image correlation technique. The theoretical model was constructed to predict the ratcheting strain of articular cartilage with different stress amplitudes and stress rates. The results from predictions were compared with the experimental results. **Results** The ratcheting strain of cartilage increased rapidly at initial stage and then showed the slower increase with cycles increasing. The ratcheting strain increased with stress amplitude increasing when the stress rate was constant. However, the ratcheting strain decreased with stress rate increasing when the stress amplitude was constant. When the stress rate increased, the ratcheting strain decreased. The prediction results of the established theoretical model were in good agreement with experimental results. **Conclusions** The ratcheting strain of articular cartilage is proportional to the stress amplitude, and inversely proportional to the stress rate. The established theoretical model can predict the ratcheting strain of articular cartilage and provide guidance for the construction of tissue engineered artificial cartilage.

Key words: Articular cartilage; Cyclic compression; Ratcheting strain; Theoretical model

收稿日期:2016-07-16; 修回日期:2016-08-30

基金项目:国家自然科学基金项目(11572222,11432016),天津市自然科学基金项目(16JCYBJC28400)。

通信作者:高丽兰,副教授, E-mail:gaolilan780921@163.com。

关节软骨是一种覆盖在关节表面的非线性黏弹性材料,其组成包括固相和液相两种,固相主要有蛋白多糖和胶原纤维,液相主要由水和溶解电解质组成。关节软骨具有复杂的结构,且其结构与功能是适应力学环境的结果^[1-2]。软骨的生长、发育和维持正常生理功能都需要载荷的作用,关节软骨的受力状态对于动关节的正常运动和承载能力至关重要,同时还与关节的病理变化密切相关。因此,探索关节软骨的力学行为,不仅有助于揭示软骨组织新陈代谢的机制,而且可以为临床软骨疾病治疗和软骨缺损修复等方面提供依据^[2]。

目前,关节软骨的力学性能研究主要包括力学拉压实验、压痕实验和渗透加载实验。Elliott 等^[3]通过对人体软骨的拉伸实验发现,软骨的拉伸应力与应变呈非线性关系;孟维春等^[4]通过对人体关节软骨进行压缩实验发现,软骨的应力-应变曲线呈非线性指数关系,随应力的增加,瞬时弹性模量增大;刘志动等^[5]通过对猪关节软骨进行压缩实验发现,关节软骨沿厚度方向压缩应变逐渐减小,泊松比逐渐增大;李峰等^[6]通过对关节软骨的微摩擦接触实验发现,软骨的粗糙度和测量范围直接相关,随着速度和载荷增加,软骨的摩擦力增加。

然而,关节软骨在生理环境中经常承受循环压缩载荷。在该载荷作用下,软骨的形变会产生累积,即软骨发生了棘轮变形。关节软骨的棘轮行为是指在非对称循环应力下软骨产生循环变形的累积现象。软骨的这种棘轮应变的积累很可能造成疲劳损伤或者发生病变,机械疲劳被认为是骨关节炎的主要诱因之一,骨关节炎等疾病同样会造成软骨的退化和机械性能的丧失。基于此,对软骨的棘轮行为开展研究具有重要意义。

建立力学理论模型预测关节软骨的力学行为是使用较广的一种方法。由于在体内生理条件下进行关节软骨力学特性的检测比较困难,而且检测条件和时间都有一定的限制,故有学者开始建立理论模型来推测软骨力学性能^[7-10]。线性两相模型是最早被建立的用来预测围限压缩实验中软骨蠕变和应力松弛行为的理论模型之一^[7-8]。由于该模型没有考虑软骨的黏弹性特性,故应用范围很小。为了能够预测非约束压缩实验的力学行为,Disilvestro 等^[9]提

出了线性多孔黏弹性模型,该模型同时考虑了载荷和横向位移,而且被证实能够用来预测软骨在围限压缩或非约束压缩以及压痕实验的力学行为^[10]。上述模型主要用于预测准静态载荷作用下软骨的力学性能,而针对循环载荷作用下软骨棘轮行为的预测研究甚少。

基于此,本文实验以猪股骨远端滑车部的新鲜软骨作为研究对象,结合数字图像技术获得不同加载条件下关节软骨的棘轮应变。考虑应力幅值和加载速率对软骨棘轮行为的影响,建立描述软骨棘轮应变的理论模型。利用理论模型预测关节软骨的棘轮应变,并与实验结果相比较,更充分揭示关节软骨的棘轮行为。

1 实验材料和方法

1.1 实验材料

实验材料取自 8 月龄猪膝关节股骨远端滑车部的新鲜软骨,在屠宰 6 h 内沿软骨关节表面弧度的法线方向进行切割,法向切割选取关节软骨表面弧度较小的位置,以保证加载装置将力施加到整个软骨试样表面。法向切开后,用游标卡尺量取软骨厚度 2 mm 左右位置,垂直法向间隔 6 mm 切取,得到带有软骨下骨的粗试样,并用手术刀对每个粗试样做精细的修理,得到符合实验要求的齐整试样。试样的长、宽均为 5 mm,软骨层厚为 1.8 ~ 2.2 mm,软骨下骨厚约为 15 mm(用于加持)。试样制备完成后,用消毒纱布包裹,滴洒生理盐水,放置于干净的培养皿中(保持软骨处于生理环境中),待实验使用。

1.2 实验设备和方法

实验装置包括凯尔测控有限责任公司研制的电子万能疲劳试验系统(EUF-1020)和上海大学研制的微观图像采集处理系统。其中,电子万能疲劳试验系统包括采用高速 DSP 处理器的控制系统,控制计算机和力学加载装置,最大加载力可达 2 kN,频率高达 150 MHz,可实现三角波的加载,完全满足实验的要求。微观图像采集处理系统包括图像采集系统、控制计算机和图像处理系统,可采集最高放大 200 倍的图像,而实验所采集图像约是真实图像的 60 倍。实验加载装置、试样和实验流程如图 1 所示。

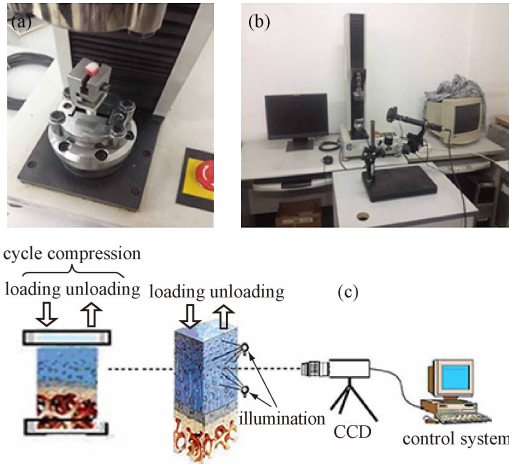


图1 实验装置和试样 (a) 自制夹具、试样和加载装置, (b) 万能疲劳试验系统和微观图像采集系统, (c) 实验流程图

Fig.1 Testing apparatus and sample (a) Fixture, sample and loading device, (b) Electronic universal fatigue testing system and digital image correlation system, (c) Flow diagram of experiment

采用三角波脉动加载,考虑关节软骨的生理载荷范围,设定应力幅分别为0.5、1.0和1.5 MPa;结合实验机器频率及人们日常活动频率,加载率设定为0.1、0.2和0.4 MPa/s。采用控制变量法,开展定量实验,在定加载率(0.1、0.2 MPa/s)、不同应力幅值(0.5、1.0和1.5 MPa)下进行棘轮实验,考察应力幅值对棘轮应变的影响;在定应力幅值(0.5 MPa)、不同加载率(0.1、0.2、0.4 MPa/s)下进行棘轮实验,考察加载速率对棘轮应变的影响。

实验开始前,在装置控制软件中设置所采用的应力幅、应力均值、加载速率、周期及加载圈数;为保证试验机的安全性,需根据实验情况提前设定硬件保护;为避免实验可能产生的错误,每种加载条件下都采用3个完全独立的试样进行实验;然后将理论模型预测结果与实验结果进行对比。

1.3 棘轮应变理论模型的建立

关节软骨的棘轮应变率是所施加的单轴应力峰值、应力幅值和应力率的函数,其关系可表达为:

$$\frac{d\varepsilon_r}{dN} = f\left(\sigma \frac{\Delta\sigma}{2}, \dot{\sigma}\right) \quad (1)$$

式中: $d\varepsilon_r/dN$ 为每一圈循环载荷作用下软骨的棘轮应变; σ 为应力峰值; $\Delta\sigma/2$ 为应力幅值; $\dot{\sigma}$ 为应力率。

在一系列单轴棘轮实验的基础上,Cai等^[11]和

Zhang等^[12]发现,材料的饱和棘轮应变、应力之间存在一定的关系,并且提出一个饱和棘轮应变模型来描述该本构关系。采用该饱和棘轮应变模型,可以预测没有任何预加载循环应力下的饱和棘轮应变。

饱和棘轮应变与单轴棘轮应力的关系可表示为:

$$\varepsilon_r^s = a_r(\sigma_r - \sigma_{rth})^2 + k_r(\sigma_r - \sigma_{rth}) \quad (2)$$

式中: a_r 、 k_r 和 σ_{rth} 为材料常数; σ_r 为棘轮应力,即加载一圈内的应力峰值; σ_{rth} 为棘轮应力极限,即不发生棘轮应变的最大应力。

如果不考虑温度、蠕变和加载历史等影响因素,单轴棘轮应变可以表示为:

$$\bar{\varepsilon}_r = 1 - \alpha N^\beta \quad (3)$$

式中: $\bar{\varepsilon}_r = \varepsilon_r/\varepsilon_r^s$; α 和 β 为一定加载条件下材料常数。

结合式(2)和(3),提出如下通用棘轮模型^[11]:

$$\varepsilon_r = [\alpha_r(\sigma_r - \sigma_{rth})^2 + k_r(\sigma_r - \sigma_{rth})] \times (1 - \alpha N^\beta) \quad (4)$$

2 结果

2.1 循环加载下关节软骨的棘轮行为

循环压缩载荷下关节软骨的棘轮实验采用三角波脉动加载曲线完成。图2(a)所示为应力幅在0.5 MPa、加载率0.1 MPa/s时的控制波形曲线。图2(b)所示为该条件下关节软骨的循环加载应力-应变曲线。在循环加载200圈内,关节软骨的滞环曲线没有封闭,表明在这个过程中关节软骨产生了棘轮力学行为;随着循环载荷的进行,关节软骨的棘轮滞环由稀疏变得十分密集,棘轮应变在第1圈后便达到了4%,而循环50和200圈时,棘轮应变分别达到12%和20%。

图3(a)所示为关节软骨棘轮应变随循环圈数的变化情况。曲线分为瞬时变化和平稳增长两个阶段。瞬变阶段很短,几乎瞬间获得了较大的棘轮应变,仅用5圈棘轮应变便达到了6%;而平稳阶段较长,棘轮应变的增长平稳缓慢,直到200圈时棘轮应变增长到20%。图3(b)所示为棘轮应变率与循环圈数的关系曲线,该曲线反映了棘轮应变随循环圈数增加变化的速率。棘轮应变率在开始很短的时间内急剧减小,仅用6圈棘轮应变率便从1.565%/圈减小到0.2%/圈,在之后很长时间内,棘轮应变率缓慢减小直至趋于平缓,最后维持在0.05%/圈左右。

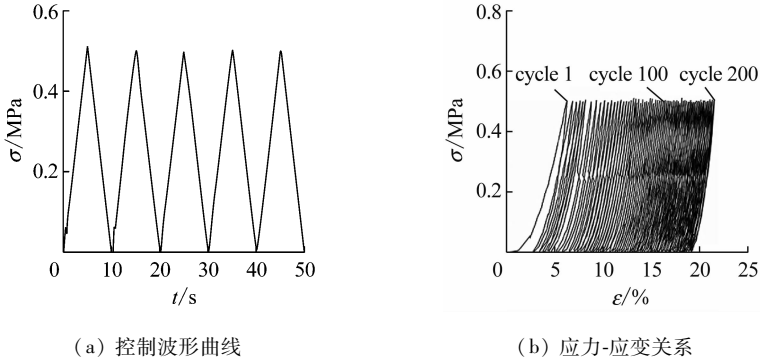


图2 应力幅 0.5 MPa、加载速率 0.1 MPa/s 时软骨加载和应力-应变曲线

Fig.2 Loading and stress-strain curve of articular cartilage with stress amplitude of 0.5 MPa and at stress rate of 0.1 MPa/s

(a) Stress control diagram, (b) Stress-strain relationship

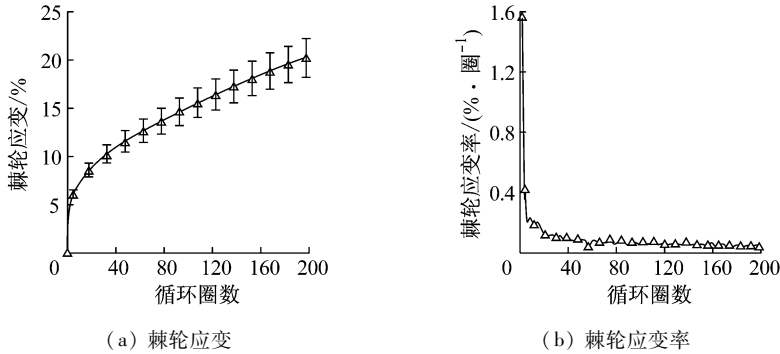


图3 应力幅 0.5 MPa、加载速率 0.1 MPa/s 时关节软骨的棘轮行为

Fig.3 Ratcheting behavior of cartilage samples with stress amplitude of 0.5 MPa and at stress rate of 0.1 MPa/s

(a) Ratcheting strain evolution, (b) Ratcheting strain rate evolution

图4显示了应力幅在 0.5 MPa、加载速率 0.1 MPa/s 时关节软骨弹性模量随加载圈数的变化情况。关节软骨的弹性模量首先急剧增大,在加载到第9圈时便达到了 1.35 MPa,而在之后较长的时间内增长缓慢,在加载结束时,即加载到200圈时,

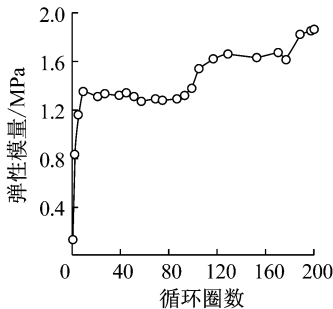


图4 应力幅 0.5 MPa、加载速率 0.1 MPa/s 时弹性模量随圈数的变化曲线

Fig.4 Elastic modulus-cycle curve with stress amplitude of 0.5 MPa and at stress rate of 0.1 MPa/s

弹性模量达到 1.86 MPa。

2.2 不同应力幅值下软骨棘轮应变的理论预测

采用上述建立的棘轮模型,对不同应力幅值下关节软骨的棘轮应变进行预测。图5(a)、(b)比较了加载速率为 0.1、0.2 MPa/s 时不同应力幅值下软骨棘轮应变随圈数变化的预测曲线与实验曲线。恒定加载速率、不同应力幅值下软骨的棘轮应变曲线不重合;加载率 0.2 MPa/s 下,当循环圈数达到 200、应力幅为 0.5 MPa 时棘轮应变仅为 8%,应力幅增加为 1.0 和 1.5 MPa 时,棘轮应变分别达到了 22% 和 35%。随循环圈数的增加,不同应力幅值下的棘轮应变都呈现为先快速增长,然后趋于稳定的趋势。棘轮应变受应力幅值的影响很大,应力幅值越大,棘轮应变越大,并且前 20 圈应力幅值越大,棘轮应变的增长越迅速。

通过比较理论模型预测曲线与实验曲线可以看

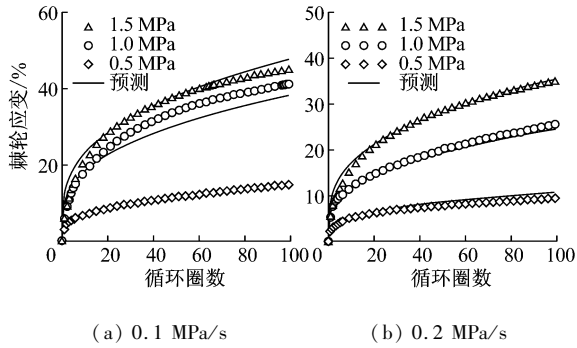


图5 不同应力幅值下棘轮应变预测值与实验值的比较
Fig. 5 Comparison of prediction and experiment results for ratcheting strain of cartilage with different stress amplitudes
(a) 0.1 MPa/s, (b) 0.2 MPa/s

出,不同应力幅值下,模型预测结果与实验结果吻合良好。

2.3 不同加载速率下软骨棘轮应变的理论预测

图6所示为相同应力幅值、不同加载速率下软骨棘轮应变随循环圈数变化的预测与实验曲线比较。随循环圈数增加,棘轮应变增加,不同加载速率下棘轮应变曲线间差异逐渐扩大。应力幅0.5 MPa下,当循环圈数达到200,加载率为0.1 MPa/s时棘轮应变达到14%;当加载率增加为0.2和0.4 MPa/s时,棘轮应变却只为8%和6%。在定应力幅值的情况下,棘轮应变随加载速率的增加而减小,并且前期加载速率越小,棘轮应变累积越迅速。

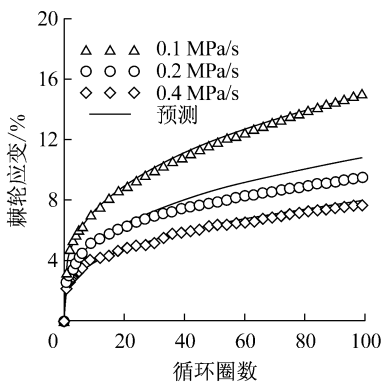


图6 应力幅0.5 MPa、不同加载速率下棘轮应变预测值与实验结果的比较
Fig. 6 Comparison of prediction and experiment results for ratcheting strain of cartilage at different stress rates with stress amplitude of 0.5 MPa

不同加载速率下,模型预测结果与实验结果吻合良好,说明所建棘轮理论模型可以很好地对不同应力幅值和加载速率下关节软骨的棘轮应变进行预测。

3 讨论

关节软骨所处的环境复杂,在人的肢体活动中起着不可替代的作用。经由软骨的减震润滑,人们才能够完成各种肢体活动,故软骨寿命以及力学性能直接影响着人们的生活水平。因此,关节软骨的力学特性受到学者的广泛研究。棘轮行为是指在应力控制循环加载下,由于非零平均应力的存在,材料的塑性应变沿平均应力方向上循环累积的现象。它会导致构件疲劳寿命的减少或者使构件的变形超过限制而不能正常工作,是可靠性评价和寿命评估中必须考虑的问题。软骨的工作环境和所承受载荷都非常复杂,例如在进行行走、奔跑和上下楼梯等运动时,关节软骨处于反复受载的工作状态,而在这样复杂的载荷状况下,关节软骨经历了平均应力不为零的非对称应力控制循环加载,则产生了关节软骨的棘轮行为。

本文采用非接触式数字相关技术,研究循环圈数、应力幅值和加载速率对关节软骨棘轮应变的影响。实验结果证明,随循环压缩圈数的增加,关节软骨的棘轮应变先快速增长然后趋于稳定并缓慢增长;棘轮应变率先快速降低然后保持在一个不为零的较低值。究其原因,是因为首先承担载荷的软骨中的液体快速渗出,应变快速增加,软骨在承载过程中其承受载荷的成分由初期的孔隙液体逐渐转化为纤维网络,而纤维网络抵抗形变的能力远大于孔隙液体,随着液体渗出,软骨抵抗形变的能力快速增长,弹性模量也迅速增长。等到承受载荷的主要成分变为纤维网络后,弹性模量会由于胶原纤维的变形继续增大,但增大速率大幅减缓,棘轮应变的增长保持在一个相对稳定的较低水平。这与 Hassan 等^[13]所阐述的 CS1020 钢棘轮应变率经过初期的迅速衰减直到趋于较低水平的平稳是一致的。棘轮应变随载荷循环圈数的变化包括3个阶段:瞬时变化、缓慢增长和急剧增大。在第3阶段,棘轮应变急剧增大,并最终导致试样的破坏^[14]。由于关节软骨属于结构复杂的黏弹性材料,并且本实验只完成了200圈循环加载,故第3阶段并没有出现,但关节软

通过比较理论模型预测曲线与实验曲线可知,

骨棘轮应变的演化规律和黏弹性聚合物材料棘轮应变的演化规律是一致的。Lin 等^[15]研究发现,各向异性导电胶膜棘轮应变可分为两个阶段。第1阶段最短,棘轮应变初期急剧增加;第2阶段时间最长,显示一个较小的应变累积率。

关节软骨在相同应力率下,棘轮应变随应力幅值的增加而增加,表明棘轮应变和应力幅值成正比关系;随着应力幅值差距的逐渐扩大,棘轮应变差别也越来越大,并且初始阶段应力幅值越大棘轮应变累积越迅速。Hassan 等^[13]研究发现,应力幅值增大会导致 CS1020 钢初始棘轮应变的增大;杨显杰等^[16]对 316L 不锈钢进行加载历史研究实验的结果表明,棘轮应变随应力幅值增大而累积加快。本文研究结果与上述实验结果一致。

相同应力幅值下,应力率越大,棘轮应变值越小,表明棘轮应变和应力率成反比,且不同应力率下棘轮应变的差距由大到小。Zhang 等^[17]研究发现,PTFE 复合材料的棘轮应变随应力率的增大而减小,本文研究结果与上述实验结果一致。推测出现该变化趋势的原因是关节软骨在承受压缩载荷时,其内部水分渗出需要一定的时间,而当加载速率较大时,由于时间较短,导致水分来不及流出,相应的应变也较小。然而当应力幅值增大时,由于压力较大,导致水分流出快,相应的应变也较大。另外,Gao 等^[18]通过循环压缩载荷下猪膝关节软骨浸泡与未浸泡条件下的棘轮行为实验研究发现,加载开始后,浸泡条件下软骨的棘轮应变较未浸泡要小,但随着加载圈数增加(应变增大),浸泡条件下的棘轮应变逐渐趋向未浸泡,直至两者基本一致。

4 结论

考虑到有限的研究手段和条件,本文建立了描述软骨棘轮应变的理论模型,对不同应力幅值和应力率下关节软骨的棘轮应变进行预测,并将预测结果与实验结果进行对比,发现两者吻合良好,说明该模型可以较好预测关节软骨的棘轮行为。结果表明,棘轮应变受循环圈数、加载率和应力幅值的影响较大,随循环圈数和应力幅值的增大而增大,随加载率的增大而减小;每一圈很小的应变在经过长时间、

多圈数的积累也会变得很大,尤其是承受高负载循环压缩载荷,会使关节软骨发生很大的形变,并可能由于这种疲劳积累造成软骨的破坏,从而给人类带来病痛。因此,应避免这种长时间、高负载循环往复运动,防止累积应变的伤害。研究关节软骨棘轮行为有助于预测软骨的这种累积损伤,为临床软骨疾病治疗、软骨缺损修复和软骨疾病预防等方面提供依据。建立的棘轮应变理论模型不仅可以预测关节软骨的棘轮应变,而且能够用来预测类似的黏弹性材料的棘轮应变。虽然本文实验采用的是离体标本,研究结果与体内生理环境存在一定差异,但总的变化趋势基本一致。

参考文献:

- [1] 李春江,卫小春. 力学因素在功能性软骨组织工程学中的作用[J]. 生物骨科材料与临床研究, 2007, 4(3): 27-30.
- [2] GUILAK F, BUTLER DL, GOLDSTEIN SA, et al. Functional tissue engineering [M]. USA: Springer, 2004: 332-400.
- [3] ELLIOTT DM, NARMONEVA DA, SETTON LA. Direct measurement of the Poisson's ratio of human patella cartilage in tension [J]. J Biomech Eng, 2002, 124(2): 223-228.
- [4] 孟维春,董启榕. 关节软骨压缩特性的实验研究[J]. 医用生物力学, 2003, 18(1): 28-33.
MENG WC, DONG QR. The experiment study on the compression properties of articular cartilage [J]. J Med Biomech, 2003, 18(1): 28-33.
- [5] 刘志动,高丽兰,张春秋,等. 关节软骨不同层区的率相关性研究[J]. 医用生物力学, 2014, 12(2): 141-145.
LIU ZD, GAO LL, ZHANG CQ, et al. Loading rate-dependent property of different layers for articular cartilage [J]. J Med Biomech, 2014, 12(2): 141-145.
- [6] 李峰,王成焘. 关节软骨的微摩擦接触力学特性[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 124-128.
LI F, WANG CT. Micro-frictional contact force properties of articular cartilage [J]. J Med Biomech, 2016, 31(2): 124-128.
- [7] 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(102): 73-84.

(下转第 287 页)