

文章编号:1004-7220(2009)06-0452-06

猪背部皮肤生物力学特性的实验研究

吴新丰^a, 康国政^a, 钱林茂^b

(西南交通大学 a. 力学与工程学院; b. 牵引动力国家重点实验室摩擦学研究所, 成都 610031)

摘要: **目的** 对猪背部皮肤进行生物力学实验研究,评价其生物力学特性,为临床和皮类制品提供必要的理论基础。**方法** 选用猪背部皮肤为试验材料,分别进行不同加载速率的单调拉伸和拉拉循环实验研究,以及不同加载方向和不同应力水平下的蠕变和拉拉循环实验研究。**结果** 猪皮在皮纹线方向上抵抗拉伸、蠕变和循环变形的能力强于垂直皮纹线方向;猪皮的蠕变曲线由减速、稳定和破坏3阶段组成,并依赖于加载水平的大小;猪皮在非对称应力循环下体现出明显的棘轮效应,棘轮变形体现出显著的平均应力、应力幅值和加载速率效应。**结论** 实验对皮肤的黏弹性和各向异性的生物力学特性进行了系统的研究,为临床和皮类制品提供了必要的理论基础。

关键词: 猪皮; 黏弹性; 棘轮效应; 各向异性

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Experimental study on biomechanical property of the skin in pig's back

WU Xin-feng^a, KANG Guo-zheng^a, QIAN Lin-mao^b. (a. School of Mechanics and Engineering; b. Tribology Research Institute, State Key Laboratory of Traction Power, Southwest Jiaotong University, Chengdu, Sichuan 610031, China)

Abstract: Objective To investigate and evaluate the biomechanical property of the skin in pig's back in order to provide the essential theoretical basis for clinical and skin products. **Method** Taking the skin in pig's back as experimental material, the monotonic tensile and cyclic tension-tension tests with different loading rates was researched respectively. Meanwhile, with different loading directions and stress levels the creep and cyclic tension-tension tests were also been studied experimentally. **Result** The capacity of resisting tensile, creep and cyclic deformation of pig's skin in the direction along the Langer's line is stronger than that perpendicular to the Langer's line. The creep curve of pig's skin is load-dependent and consisted of three phases about deceleration phase, stabilization phase and destruction stage. Pig's skin exhibits apparent ratcheting under asymmetry stress cycle. Ratcheting deformation displays significant mean stress, stress amplitude and loading speed dependence. **Conclusion** Based on the experiment, the biomechanics property of skin's viscoelasticity and anisotropic feature have been systematic studied, it's provide necessary theoretical fundation for clinical and leather products.

Key words: Pig's skin; Visco-elasticity; Ratcheting; Anisotropic feature.

皮肤是动物最大的器官,它具有保护身体免受外部伤害,防止身体脱水,调节体温,感觉和排泄等

多方面的功能^[1]。皮肤生物力学在临床和化妆品的应用中(例如整形手术、伤口恢复、疾病检测、康

收稿日期:2009-05-07; 修回日期:2009-07-28

基金项目:教育部新世纪优秀人才支持计划(NCET05-0796)

作者简介:吴新丰(1985-),研究方向:材料本构关系。

通讯作者:康国政(1969-), Tel: (028) 87603794; E-mail: guozheng kang@126.com。

复、药物注射和皮肤给药,以及对触觉功能和疼痛的了解)都具有十分重要的作用。同时,人类皮肤生物力学性能的全面掌握对于医疗、制药、开发新产品及改进现有产品和技术,也是相当重要的。动物皮肤广泛应用于各类皮具用品的制备中(如皮包、皮衣、皮鞋和胡琴的琴皮等),了解皮肤的力学性能,对提高各类皮具的使用寿命,改进皮具生产的工艺流程以及寻找琴皮的替代材料等各方面都有重要作用。因此,人们很早就开始对皮肤的生物力学特性进行了研究,如 Manschot 等^[2]设计了一个单轴拉伸试验机对人体皮肤进行了在体的单轴拉伸实验;成海平等^[3]对人股前区全厚、中厚和刃厚皮片进行了垂直轴向拉伸试验研究;Shergold 等^[4]测量了猪皮和硅橡胶在不同应变率下的应力-应变响应;冯元桢等^[5]用软组织二维应力实验装置测定了兔子皮肤的力学性质,并由此提出了一个皮肤的本构方程;彭鹏等^[6]提出一种虫式模型,并用来描述胶原纤维的力学性能等。然而,尽管经过多年的研究,皮肤生物力学在实验手段和测试方法上都有了很大进展,但是目前仍然很少见针对皮肤在大变形作用下的力学响应研究,特别是皮肤在循环载荷作用下的力学响应还未见报道,对皮肤力学行为的各向异性特性和率相关性的研究也还不够系统,有必要开展皮肤等软组织的非线性循环变形行为的实验研究。

因此,本文将针对已有研究的不足,开展猪皮生物力学特性的变加载率单调拉伸和变应力水平的拉伸循环实验研究,讨论其拉伸变形的率相关性和各向异性特性以及循环加载时的应变累积效应(即棘轮效应)特征,并从微观结构的角对皮肤的力学行为进行了必要的分析,为后续本构模型研究和有限元模拟提供参考。

1 材料与方法

实验材料来源选用重量为 120 kg 左右的普通食用猪,取猪背部脊骨与肋骨相连处皮肤,采用 CP-25 型冲片机,将其制作成如图 1 所示的板状试样,试样厚度约为 3 mm。为了保证皮肤的活性和实验的规律性,试样分别从 6 只猪中获取,数量为 36 个,同类实验采用同一个体下的试样,实验控制在 2 h 内完成。试样在 Instron5567 材料万能试验机上进行单调拉伸、蠕变和拉伸循环实验,应变测量采用试

验机自带的长行程引伸计。尽管皮肤中的水分高低会直接影响其力学性能,然而,由于实验基本上是在同一个水分含量状态下完成的,因此,实验中没有讨论皮肤水分含量的变化的影响。实验在常温下进行。

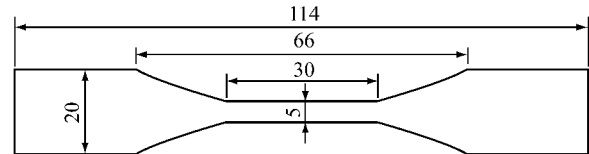


图1 试样形状和尺寸(单位:mm)

Fig.1 Shape and size of the sample (Unit: mm)

由于生物体在经历一次大的扰动之后,组织内部结构会发生改变,需要一个调整时期,其物理性能才能稳定,故应对试样进行多次加载、卸载循环,使生物体的性能达到稳定状态,即必须进行必要的预调。对本文研究的猪皮而言,其预调方案为:对试样以加载速率为 20 mm/min,载荷在 0 ~ 50 N 之间进行 3 周加载和卸载循环。预调期间可以看到滞后曲线逐渐减小的现象。预调之后的皮肤力学性质比较稳定,具有良好的可重复性。本文中的所有曲线都是经过预调处理后实验得到的曲线。

2 实验结果

已有研究表明^[1],大多数脊椎动物皮肤由表皮和真皮组成。表皮主要起屏障作用;真皮位于表皮下,它的主要成分是基质、弹性纤维和胶原纤维,为主要承载部分。冯元桢等^[5]研究表明:真皮中的弹性纤维是接近线弹性的一种生物材料,它的强度非常低;而胶原纤维是皮肤的主要力学元素,它是一种黏弹性生物材料,有明显的滞后和应力松弛的特性,且强度很高。在正常情况下,胶原纤维杂乱的分布在真皮中并处于卷曲状态。以上所述的皮肤结构表明,皮肤是一种复杂的多相材料,增强相在不同的方向上体现的增强作用不一样,因此,在实验时需要考虑加载速率和加载方向的影响。在下文中,若无特殊说明,加载方向都是与皮纹线方向平行。

2.1 单调拉伸

首先对猪皮进行了不同加载速率和不同方向上的单调拉伸实验。图 2 给出了猪皮在不同加载速率和不同加载方向的真应力-真应变曲线。根据大变

形后体积 V 不变的假设, 即 $A_0L_0 = AL$, 真实应力和真实应变定义为: 真实应力 $S = P/A = PL/(A_0L_0)$; 真实应变 $e = \ln(L/L_0)$ 。其中, P 为载荷, A_0 为初始面积, L_0 为标距; 任一瞬时的面积为 A 和标距为 $L (L = L_0 + \Delta L)$ 。图 2 中, 每条曲线都是通过七维高科有限公司的数据拟合软件 1stOpt, 选取加载速率和加载方向完全相同的 3 组实验数据拟合而得, 这样减少了数据的分散性, 使得实验结果体现出较好的规律性。

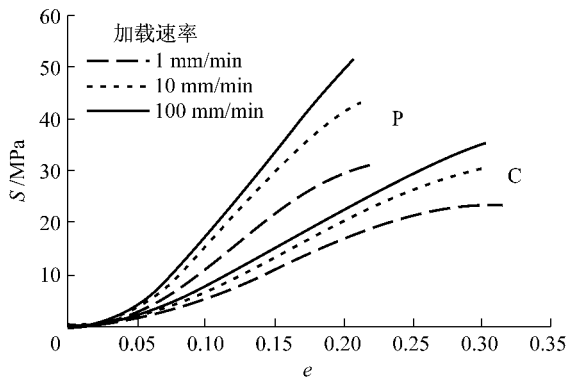


图2 不同加载速率和加载方向的单拉应力-应变曲线 (P-与皮纹线平行, C-与皮纹线垂直)

Fig.2 Tensile stress-strain curves of the skin at different loading rates and in different load directions (P: along the Langer's line; C: perpendicular to the Langer's line)

由图 2 可见: ① 猪皮的单轴拉伸曲线可分成 3 个阶段, 即开始阶段、线性阶段和破坏阶段。在刚开始承载时, 一个较小的应力就能产生较大的应变, 应变随应力升高呈指数增加; 随着载荷的继续增加, 曲线进入线性变形的第 2 阶段, 此时, 猪皮的应力-应变关系呈现出线性关系; 当皮肤进入破坏阶段而接近破坏时, 应力-应变又体现出非线性关系。② 猪皮在不同加载速率下的应力-应变关系有明显差异, 其中, 加载速率快的响应应力高, 加载速度慢的响应应力低, 但是它们破坏时达到的应变值相差不大。③ 沿皮纹线方向加载时的应力响应明显高于沿着皮纹线垂直方向加载时的应力响应, 而破坏应变却正好相反, 即体现出明显的各向异性。

2.2 蠕变

尽管已有的实验研究^[5]已经揭示皮肤为一种典型的黏弹性材料, 在一定的应变范围内卸载时产生的残余变形经过一定的时间后可以得以恢复, 但

为了突出皮肤在应力控制单调加载时应变响应及其时间相关特性, 本文还对猪皮进行了具有不同峰值保持应力的蠕变实验。具体实验过程为: 对预调后的试样进行加载实验, 直到预定的载荷值为止, 然后保持载荷值恒定, 15 min 后停止实验。不同峰值应力下和不同方向上的猪皮蠕变结果如图 3 所示。

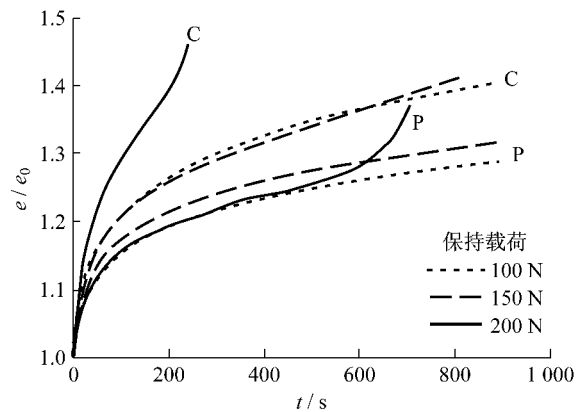


图3 猪皮的蠕变曲线(P-与皮纹线平行, C-与皮纹线垂直)

Fig.3 Creep curve of the pig's shin (P: along the Langer's line; C: perpendicular to the Langer's line)

为了便于比较, 图中将曲线纵坐标无量纲化, 即用蠕变中的应变 e 除以刚达到预定载荷时的应变 e_0 。猪皮在不同载荷和不同方向上的蠕变曲线表明: ① 蠕变曲线可以分为 3 个阶段, 即在蠕变刚开始时, 应变增长快速减缓的开始阶段; 随着时间推移, 应变增长稳定的发展阶段; 应变率加速的破坏阶段。② 蠕变变形明显依赖于保持应力的大小, 保持应力越高, 稳定阶段的应变增长越快, 到达破坏阶段的时间也越短, 并很快因皮肤损伤而发生破坏。③ 不同方向上的皮肤抵抗蠕变变形的能力不同, 垂直皮纹线方向的蠕变变形比平行皮纹线方向加载的蠕变变形大, 稳定时的应变增长率也较大。

2.3 拉拉循环

为了研究猪皮在非对称应力循环载荷下的循环应力-应变响应特征, 对不同方向上的猪皮进行了具有不同平均应力和应力幅值以及加载速率的循环拉拉实验。实验结果如图 4 和图 5 所示。在图 5 给出的循环周次与相对应变之间的关系曲线中, 为了便于比较, 同样对应变进行无量纲化处理, 即将循环中最大应力值对应的应变 e 除以第一周时的最大应变 e_0 。

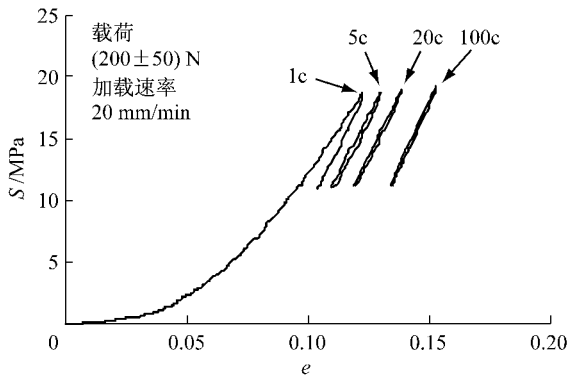


图4 猪皮的循环应力-应变曲线
Fig.4 Cyclic stress-strain curve of the pig's skin

由图4和图5可见:①在非对称的拉应力控制循环下,猪皮在拉伸方向产生了应变随循环周次的增加而逐渐累积的现象。这与已有研究中揭示的金属材料的棘轮效应现象类似^[7-9]。尽管与金属材料相比,猪皮在拉伸方向产生的应变累积现象机理上有所不同(主要是由猪皮显著的粘性效应引起的),本文仍将这种现象统称为棘轮效应,并定义每个循环周次的最大应变为棘轮应变。②和蠕变曲线一样,在循环的开始阶段,棘轮应变增长率随着循环周次快速减小,一定循环周次后以一个稳定的速率增长,而且随着循环周次增加,棘轮应变增长率又会增大,并很快发生破坏,如图5a中虚线所示。

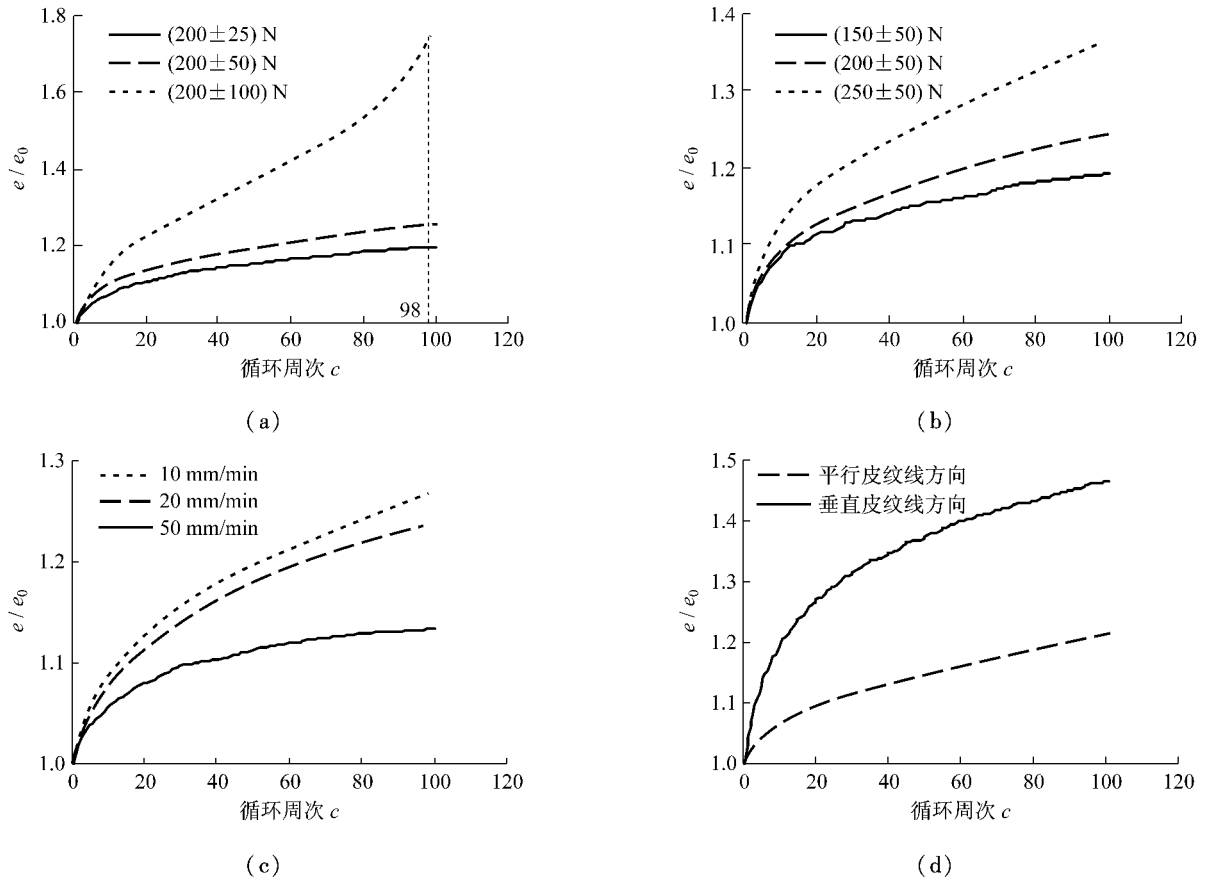


图5 棘轮变形的演化曲线 (a) 平均应力相同(加载速率 20 mm/min), (b) 应力幅相同(加载速率 20 mm/min), (c) 不同加载速率(载荷 (200 ± 50) N), (d) 不同加载方向(载荷 (75 ± 75) N)

Fig.5 Evolution curves of ratcheting (a) under same stress ($v=20$ mm/min), (b) under same amplitude ($v=20$ mm/min), (c) under different speed(load (200 ± 50) N), (d) under different load direction(load (75 ± 75) N)

③ 皮肤的棘轮变形同样具有明显的平均应力和应力幅值依赖性,即平均应力或应力幅值越大,产生的

棘轮变形也越大,稳定时棘轮应变增长也越快,如图5(a)和图5(b)所示。④ 猪皮的棘轮行为还具有明

显的加载速率效应,加载速率越高,材料抵抗棘轮变形的能力越强,产生的棘轮应变就越小,并且当加载速率足够小时,在实验进行的循环周次内经过一定的循环周次后猪皮的棘轮变形会保持一个比较高的演化速率,导致棘轮变形较快增长,如图5(c)所示。⑤不同方向的猪皮体现出不同的棘轮变形特征。在加载方向不同,其他条件相同情况下,垂直皮纹线方向加载的累积残余应变比平行皮纹线方向加载的累积残余应变大得多,稳定时的棘轮应变增长率也较大,如图5(d)所示。

3 讨论

猪皮单调拉伸的真应力-真应变曲线、蠕变曲线和拉拉循环的棘轮变形演化曲线都可以分为3个阶段,但其产生这种现象的原因却大不相同。在单调拉伸实验中,开始阶段是由于猪皮在拉伸过程中,弹性纤维最先承载,此时胶原纤维还处于卷曲状态,而已有的研究表明^[5],弹性纤维的承载能力很低,因此一个较小的应力就能产生较大的应变,应变随应力升高而指数地增加;到线性阶段,胶原纤维被拉直,开始承受主要荷载,而胶原纤维由卷绕的长链分子组成^[5],强度较高,其力学性能类似橡胶,都是黏弹性材料,因而呈现出一种近似线性的应力-应变关系;而到破坏阶段时,打开伸直的胶原纤维开始出现断裂,出现非线性力学响应,所以此时的应力-应变关系表现为非线性,并且猪皮很快就被拉断。蠕变可以看成是拉拉循环的一种特殊工况,因而它们的产生机理是一致的。应变率减速阶段是由于组成胶原纤维的胶原蛋白分子之间的相互错动,并逐渐减小造成的;应变率稳定发展阶段是由于分子之间错动结束,分子键被逐渐拉长引起的;应变率加速的破坏阶段是由于胶原蛋白分子的分子键被拉断,皮肤损伤引起的,最终皮肤被拉断^[10]。

猪皮在单调拉伸和拉拉循环实验中都体现出明显的加载速率效应。这主要是因为胶原纤维是皮肤的主要力学元素,在猪皮受拉时,各个分子键由卷曲渐渐被拉直、拉长,而这个响应要依赖于时间的变化,所以它的应力-应变响应和时间相关,猪皮体现出与时间相关的黏弹性变形特性。由于猪皮的最终破坏是由完全展开后的胶原纤维的破坏控制,与胶原纤维的展开过程关系不大,因此,在单调拉伸实验

中,尽管猪皮在拉伸过程中体现出明显的加载速率相关性,但在不同加载速率下,其破坏时应变却相差不多。

猪皮在单调拉伸、蠕变和拉拉循环实验中都体现出明显的各向异性,这是因为尽管猪皮中的胶原纤维是杂乱无章的分布在真皮中的,但在各个方向上的胶原纤维数量并不相同。已有的微观观察^[5]表明,皮肤都有一个胶原纤维分布最多的方向。一般情况下,皮纹线方向的胶原纤维最多,与其垂直方向上最少,并且在垂直方向上卷曲得更严重。因而,猪皮体现出各向异性特性,并在皮纹线方向加载时体现出更高的应力响应和较小的破坏应变,同时,皮纹线方向上抵抗蠕变变形和棘轮变形的能力大,稳定时的应变增长率和棘轮增长率较小。

4 结论

本文对猪皮进行了单调拉伸、蠕变和拉拉循环实验研究,并对皮肤黏弹性和各向异性的力学行为进行了微观分析,系统了解了皮肤的生物力学性能,为皮肤的有限元模拟和本构模型的建立奠定了基础,并对临床应用和皮类制品的制造等方面提供了必要的理论基础。具体结论如下:

(1) 猪皮的单轴拉伸力学性能体现明显的加载速率和加载方向效应。加载速率越快,猪皮的应力越高;平行皮纹线方向皮肤的力学性能明显优于垂直皮纹线方向。

(2) 猪皮的蠕变可以分为3个阶段,即蠕变应变率逐渐减小的应变率减速阶段、应变稳定发展的线性阶段和应变率加速的破坏阶段。载荷越高,蠕变应变及应变率也越大;平行皮纹线方向的皮肤抵抗蠕变变形的能力明显高于垂直皮纹线方向的皮肤。

(3) 猪皮在非对称应力循环下体现出明显的棘轮效应,棘轮变形体现出显著的平均应力、应力幅值和加载速率效应,应力水平的提高和加载速率的降低都将明显促进猪皮棘轮变形的产生。另外,猪皮的棘轮行为也体现出明显的各向异性,即在皮纹线平行方向上的皮肤抵抗棘轮变形的能力明显高于皮纹线垂直方向上的皮肤。

参考文献:

[1] 陈品健. 动物生物学[M]. 北京: 科学出版社, 2001: 69-72.

- [2] Manschot J F M, Brakkee A J M. Characterisation of *in vivo* mechanical skin properties independent of measuring configuration [J]. *Bioenv Skin*, 1987, 3: 1-10.
- [3] 成海平, 刘策力, 张立楚. 人股前区全厚、中厚和刃厚皮片垂直轴向本构关系及其意义 [J]. *医用生物力学*, 1998, 13(2): 86-90.
- [4] Shergold O A, Fleck N A, Radford D. The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates [J]. *Int J Impact Eng*, 2006, 32(9): 1384-1402.
- [5] 冯元帧. 生物力学 [M]. 北京: 科学出版社, 1983: 124-131.
- [6] 彭 鹏, 孙 雁. 生物软组织链式结构的力学性质 [J]. *医用生物力学*, 2007, 22: 403-406.
- [7] Kang G Z. Ratchetting: recent progresses in phenomenon observation, constitutive modeling and application [J]. *Int. J. Fatigue*, 2008, 30: 1448-1472.
- [8] Kang G Z, Liu Y J. Uniaxial ratchetting and low-cycle fatigue failure of the steels with cyclic stabilizing or softening feature [J]. *Mater. Sci. Engng. A*, 2008, 472: 258-268.
- [9] Ohno N. Recent progress in constitutive modeling for ratcheting [J]. *Mater Sci Res Int*, 1997, 3: 1-9.
- [10] Melis P, Noorlander M L, van der Horst C, van Noorden C. Rapid alignment of collagen fibers in the dermis of undetermined and not undermined skin stretched with a skin-stretching device [J]. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 2002, 109: 674-680.

(上接第 451 页)

大的载荷并且应变迅速变大。在软骨所受应变保持不变的情况下,液相的流失会导致软骨应力的不断下降。PVA-H 人工软骨中水含量少于关节软骨,开始时固相基质就已经承载了较大载荷,在保持载荷不变的过程中,由液相向固相传递的载荷更少一些,因此水凝胶归一化蠕变量和松弛量要小于关节软骨。

为了提高 PVA-H 人工软骨的力学性能,需要采用多种措施对 PVA-H 人工软骨进行改性。常用的方法有改变 PVA-H 人工软骨含水量或交联条件,还有用其它材料与 PVA-H 人工软骨进行复合,已经用于复合的材料有羟基磷灰石、卵清蛋白、明胶和蚕丝蛋白等^[15]。通过上述方法,对 PVA-H 人工软骨的结构起到了改善作用,使得内部空隙分布更加有规律,有利于人工软骨力学性能的提高。因此,下一步有必要针对不同类型的 PVA-H 人工软骨复合水凝胶进行比较,以得到更加符合要求的人工软骨产品。

参考文献:

- [1] Linn FC. Lubrication of animal joints. II The mechanism [J]. *J Biomech*, 1968, 1(3): 193-205.
- [2] Wright V, Dowson D. Lubrication and cartilage [J]. *J Anat*, 1976, 121(1): 107-118.
- [3] 李晋唐. 骨及软组织流变学概论 [M]. 成都: 成都科技大学出版社, 1990: 73-75.
- [4] Mow VC, Lai WM. Recent Developments in Synovial Joint Biomechanics [J], *SIAM Rev.*, 1980, 22.
- [5] 程杰平,马洪顺,褚怀德. 骨性关节炎对膝关节软骨力学性质影响的实验研究 [J]. *医用生物力学*, 2005, 20(1): 25-27.
- [6] Covert RJ, Ott RD, Ku DN. Friction characteristics of a potential articular cartilage biomaterial [J]. *Wear*, 2003, 255(7-12): 1064-1068.
- [7] 潘育松,熊党生. 聚乙烯醇水凝胶的生物摩擦学研究进展 [J]. *摩擦学学报*, 2006, 26(2): 188-192.
- [8] 郭碧云,李晓阳,曾衍钧,等. 肋软骨生物力学性能研究 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2007, 26(2): 270-275.
- [9] 王成学,郑修存,贺家宁,等. 膝关节软骨蠕变试验研究 [J]. *试验技术与试验机*, 2000, 40(1-2): 87-89.
- [10] 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.
- [11] Ateshian G.A, Hung C.T. The natural synovial joint: Properties of cartilage [J]. *P I Mech Eng J-J Eng*, 2006, 220(8): 657-670.
- [12] Byers s, Moore AJ, Byard RW, et al. Quantitative histomorphometric analysis of the human growth plate from birth to adolescence [J]. *Bone*, 2000, 27(4): 495-501.
- [13] Ellen wachtel, Alice Maroudas, Ross schneiderman, Age-related changes in collagen packing of human articular cartilage [J]. *Biochim Biophys Acta*, 1995, 1243: 239-243.
- [14] 吴刚. 聚合物基仿生人工软骨材料的制备与摩擦学性能研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2007.
- [15] 张德坤,葛世荣,沈艳秋,等. PVA-蚕丝复合水凝胶的制备与性能评价 [J]. *中国矿业大学学报*, 2007, 36(5): 622-625.