

文章编号:1004-7220(2009)06-0448-05

· 应用研究 ·

## 人膝关节软骨与聚乙烯醇水凝胶 人工软骨压缩实验比较研究

李 锋, 周海宇, 苏永琳, 王成焘  
(上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

**摘要:**目的 比较人膝关节软骨和聚乙烯醇水凝胶(PVA-H)人工软骨的生物力学性能。方法 使用人膝关节软骨和PVA-H人工软骨进行轴向压缩试验,分别进行压缩应力应变、应力松弛和蠕变实验,得到关节软骨和PVA-H人工软骨的应力应变关系。结果 实验中人关节软骨和PVA-H的力学性能有差异,人关节软骨压缩模量大于PVA-H人工软骨,人关节软骨的压缩模量为 $(3.6492 \pm 0.6199)$  Mpa, PVA-H的压缩模量为 $(1.5951 \pm 0.1469)$  Mpa。结论 软骨和PVA-H人工软骨的生物力学性能具有一定差异,试验结果对人工软骨的进一步改进具有指导意义。  
**关键词:** 力学性能; 关节软骨; 水凝胶  
中图分类号: R318.01 文献标志码: A

### Study on the compression properties between articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel as artificial cartilage

LI Feng, ZHOU Hai-yu, SU Yong-lin, WANG Cheng-tao. (School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract: Objective** To compare the compression properties of articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel (PVA-H) as artificial cartilage. **Method** Unconfined compression tests were conducted on articular cartilage and PVA-H, including stress-strain tests, creep tests and stress relaxation tests. The stress-strain relationship of articular cartilage and PVA-H were measured. **Result** The compression modulus of articular cartilage was higher than that of PVA hydrogel. The average compression modulus of articular cartilage and PVA hydrogel was  $(3.6492 \pm 0.6199)$  Mpa and  $(1.5951 \pm 0.1469)$  Mpa, respectively. **Conclusions** The experimental results revealed the differences existed between articular cartilage and PVA-H and this would be useful to further improve the mechanical properties of artificial cartilage.

**Key words:** Mechanical properties; Articular cartilage; Hydrogel

在人和动物关节中,关节软骨的摩擦系数要低于人造轴承。如 Linn<sup>[1]</sup>测量狗关节软骨摩擦系数在0.0044至0.0099之间,Wright<sup>[2]</sup>测得人体髌关节在动载荷状态下,摩擦系数在0.01到0.03之间。关节软骨的各项成分中,水占总重量的80%,胶原

纤维占基质干重的60%,蛋白多糖占基质干重的30%。关节软骨中的II型胶原纤维与蛋白多糖相互交错分布,组成网络结构来承载身体重量<sup>[3,4]</sup>。在关节软骨相互运动时,软骨内液体流动受到阻力而无法在基质网络结构自由流动,宏观表现为软骨的

收稿日期:2009-08-18; 修回日期:2009-10-15

基金项目:国家自然科学基金(50535050)

作者简介:李锋(1982-),男,研究方向:生物摩擦学及生物力学。

通讯作者:王成焘,教授,博士生导师,(021)34206097;E-mail:trib@sjtu.edu.cn。

力学性能。当发生骨性关节炎或意外伤害时,关节软骨会遭到破坏并丧失原有功能。比如当发生骨性关节炎时,病变膝关节软骨的各项拉伸力学性能指标会明显小于正常膝关节软骨,这直接影响软骨的运动功能和摩擦学性能<sup>[5]</sup>。为了重新恢复关节的正常功能,需要人工关节替代和置换病损或损伤的关节。传统的人工关节材料经过几十年的改进,使用寿命仍然难以达到预期水平,因此许多新型人工软骨材料开始被研究和应用<sup>[6,7]</sup>。聚乙烯醇水凝胶(PVA-H)作为一种新型人工软骨材料,具有类似于天然软骨的多孔结构,自身能保持大量水分,并具有良好的生物相容性,可以用于替代病变软骨,同时它还被用作人工髓核或药物载体等。为了实现替代病变软骨并恢复关节功能的目的,对PVA-H力学性能提出了更高的要求。目前对膝关节软骨生物力学性能的研究<sup>[8,9]</sup>大多以软骨的拉伸为主,缺乏天然软骨和人工软骨力学性能的对比较研究<sup>[10]</sup>。本文对成人膝关节股骨软骨和PVA-H人工软骨的压缩性能进行对比研究,分别进行压缩应力-应变、应力松弛和蠕变实验,得出关节软骨和PVA-H人工软骨的应力-应变和时间的关系,并对关节软骨和人工软骨的生物力学特性进行分析讨论。

## 1 材料和方法

### 1.1 试样制备

制备聚乙烯醇水凝胶的原料为聚乙烯醇(PVA),二甲亚砜(DMSO)和去离子水。聚乙烯醇(批号:T20071227)和二甲亚砜(批号:T20070724)由上海国药集团化学试剂有限公司生产,其中PVA醇解度为99.5%;DMSO溶液的浓度为>99.0%。水凝胶制备方法为在室温下将水和DMSO混合成80 wt.% DMSO水溶液,根据水凝胶浓度称取一定量聚乙烯醇加入上述溶液,在110℃下加热搅拌约3h,在聚乙烯醇溶解后倒入模具中,然后迅速放入冷冻,经过一定时间后取出常温解冻,放入水中置换出试样中的DMSO成分,得到水凝胶试样,用特制圆刀切取直径4.5 mm水凝胶试样,试样厚度约为1.7 mm。

软骨标本取自因急性外伤致死的健康男性青年尸体中的无损伤膝关节。取试样时首先解冻尸体,解剖膝关节得到股骨,切取软骨片。用肉眼和体视显微镜观察软骨片表面,选出光滑无裂缝及磨损的

软骨片,然后垂直于关节表面用特制刀切取圆形软骨试样,得到直径4.5 mm的试样,厚度为1.6~1.9 mm。

### 1.2 试验设备和方法

压缩试验设备是美国CETR公司的UMT-3多功能摩擦磨损试验机,该试验机通过闭环伺服系统可实现准确的动态加载,施力最小可达 $1 \times 10^{-4}$  N,最小移动速度0.001 mm/s,可以进行各种材料和润滑油的微观摩擦学和力学性能测试,可以实现对多种信号的同时原位测量,如载荷、摩擦力、转矩、接触电阻和纵向位移等。试验中首先对软骨进行压缩强度试验,根据结果定出合理的应力水平,再进行蠕变和松弛试验。压缩装置如图1所示,上部直径为12 mm不锈钢圆形压头与下部直径40 mm不锈钢圆形平台配合进行压缩试验,上部不锈钢圆形压头通过压头夹具与力传感器连接。

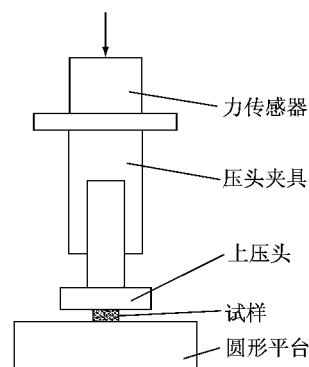


图1 压缩试验装置  
Fig.1 The compression test device

试验前,首先用卡尺精确测量软骨或水凝胶试样3处原始厚度并取平均值,用以计算应变率;然后调节试验机,把试样安置于两个压板表面之间,并使试样中心线与两个压板表面中心连线重合,确保试样端面与压板表面平行。使压板表面恰好与试样端面接触,定位测定变形的零点。压缩应力应变试验中,压缩速度为0.01 mm/s(0.6 mm/min),压缩过程中试验机自带软件实时记录施力轴向载荷和轴向位移。蠕变试验中,保持载荷15N(0.94 Mpa)不变,检测试样应变在6 min中的变化。应力松弛试验中,试样保持30%应变状态,记录6 min内试样应力的变化。每种情况下各取6个试样进行测试,蠕变

试验和应力松弛试验的结果采用文献[8]中的归一化处理方式进行分析。

## 2 试验结果

### 2.1 应力-应变关系

软骨和 PVA-H 人工软骨都是黏弹性材料,受力作用后会发生压缩变形,应力-应变曲线反映了不同材料在应力作用下的变形能力,变形越大则黏性越强且弹性越弱。从图 2 中的曲线变化趋势可以看出,软骨和 PVA-H 人工软骨在不断加大的应力作用下,变形程度逐步增加,弹性不断下降;相同应力状态下,PVA-H 人工软骨的变形程度要大于软骨,即 PVA-H 人工软骨的弹性小于软骨。应力应变的数据曲线通过指数增长拟合函数(Exponential Growth 1)进行拟合比较,函数表达式为:

$$y = y_0 + A_1 e^{x/t_1} \quad (1)$$

其中  $A_1$  是强度,  $t_1$  是增长幅度,所得函数参数值见表 1。

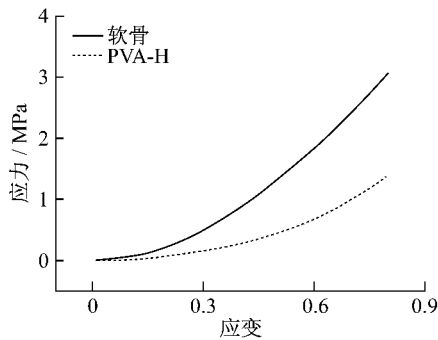


图2 应力-应变曲线图  
Fig.2 The stress-strain relationship curves

表1 应力-应变关系的拟合

Tab.1 The fit parameter of stress-strain relationship

试样	拟合参数		
	$y_0$	$A_1$	$t_1$
关节软骨	$-0.231 \pm 0.052$	$0.233 \pm 0.050$	$0.290 \pm 0.024$
PVA-H	$-0.040 \pm 0.011$	$0.043 \pm 0.011$	$0.222 \pm 0.017$

### 2.2 压缩模量

根据应变值为 75% 处的应力和应变数值进行计算得到压缩模量,已知压缩模量:

$$E' = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2)$$

其中  $E'$  为压缩模量  $\sigma$  为应力-应变曲线的线性范围内的任意应力值  $\varepsilon$  为与应力-应变曲线的线性范围内的应力相对应的应变值。

同时弹性模量  $E$  和压缩模量  $E'$  关系如下,其中  $\nu$  为泊松比:

$$E' = \frac{(1-\nu)E}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \text{ 则 } E = \frac{(1+\nu)(1-2\nu)}{(1-\nu)} E' \quad (3)$$

根据公式(2)得到关节软骨的压缩模量为  $(3.649 \pm 0.620)$  MPa, PVA-H 人工软骨的压缩模量为  $(1.595 \pm 0.147)$  MPa。可见关节软骨的压缩模量要大于 PVA-H 人工软骨的压缩模量。软骨泊松比为 0.1<sup>[11]</sup>,根据公式(3)得到关节软骨的弹性模量  $E$  为  $(3.568 \pm 0.606)$  MPa。

### 2.3 蠕变

在蠕变试验中,试样被压缩并加载到一定载荷,然后保持试样所受载荷不变,试样会继续发生变形,观察在一定时间中试样变形量的变化。所有的变形量都除以最初的变形量,则得到蠕变的归一化曲线,方便不同曲线结果的比较,得到的曲线如图 3,使用指数增长拟合函数(Exponential Growth 1)进行拟合,如公式(1)所示,得到的函数参数值见表 2。

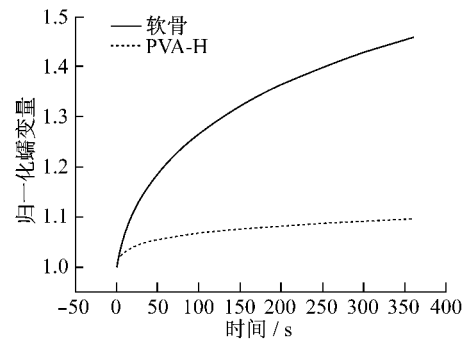


图3 归一化蠕变曲线  
Fig.3 The normalized creep curves

表2 归一化蠕变的拟合

Tab.2 The fit parameter of normalized creep curves

试样	拟合参数		
	$y_0$	$A_1$	$t_1$
关节软骨	$1.398 \pm 0.011$	$-0.372 \pm 0.010$	$-151.134 \pm 12.073$
PVA-H	$1.093 \pm 0.002$	$-0.079 \pm 0.004$	$-82.023 \pm 10.622$

### 2.4 应力松弛

在应力松弛试验中,试样被压缩并加载到一定

变形,然后保持试样压缩量不变,观察在一定时间中试样对压缩构件压力的变化,该压力的变化被转换为应力变化。由于试样厚度有一定变化,为能对结果进行统一比较,对结果进行归一化处理,即所有应力都除以最初的应力值,结果如图4所示。数据曲线通过指数衰减拟合(Exponential Decay 2)进行拟合比较,函数表达式为:

$$y = y_0 A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2} \quad (4)$$

其中  $A_1$  和  $A_2$  是强度,  $t_1$  和  $t_2$  是增长幅度。函数参数值见表3。

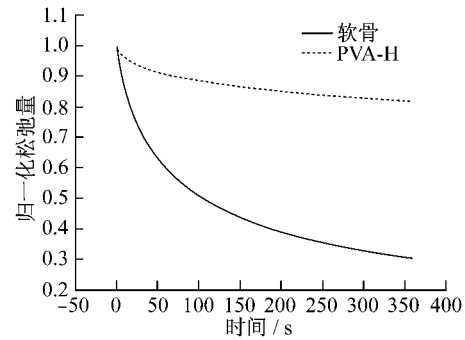


图4 归一化应力松弛曲线

Fig.4 The normalized stress relaxation curves

表3 归一化应力松弛量的拟合

Tab.3 The fit parameter of normalized stress relaxation

试样	拟合参数				
	$y_0$	$A_1$	$t_1$	$A_2$	$t_2$
软骨	0.239 ± 0.004	0.493 ± 0.007	145.712 ± 5.234	0.264 ± 0.010	20.620 ± 1.029
PVA-H	0.816 ± 0.003	0.060 ± 0.002	10.08 ± 1.152	0.119 ± 0.002	187.838 ± 11.410

### 3 讨论

关节软骨出色的摩擦性能与他的生物力学性能是直接相关的,关节软骨损伤也是其生物力学性能下降的结果。本试验中测得关节软骨的弹性大于PVA-H人工软骨,在相同应力状态下PVA-H人工软骨应变值大于关节软骨,计算得到关节软骨压缩模量大于PVA-H人工软骨。关节软骨在人体中起承载身体重量和保持关节低摩擦的作用,PVA-H人工软骨作为一种软骨替代材料,也需要根据类似工况评价其性能。关节软骨中,胶原纤维和蛋白多糖聚集构成的多孔网状结构,其中蛋白多糖具有很好的亲水性。PVA-H人工软骨也具有类似于软骨的三维多孔网状结构,且本身并不分层。软骨的多孔结构比PVA-H人工软骨的要更加致密,并且软骨本身具有分层结构,软骨表面的不定形层本身含有边界润滑物质。这就使得软骨从承载能力到自身的摩擦性能都要优于PVA-H人工软骨。从试验结果可见,在不断压缩过程中,关节软骨承载压力抵抗变形的能力要优于PVA-H人工软骨。软骨中亲水的蛋白多糖等物质和胶原纤维的存在对软骨承载压力起了促进作用,当胶原纤维含量大则软骨的力学性能就更好<sup>[12-13]</sup>。

在蠕变试验和应力松弛试验中,关节软骨和PVA-H人工软骨的应变和应力都经过归一化处理,可以看出两种材料的应力或应变的变化程度。在蠕变试验中软骨的应变变化相对于初始应变值变化大于PVA-H人工软骨,同时在应力松弛试验中软骨的应力变化相对于初始值的变化也大于PVA-H人工软骨。由应力应变试验结果可知,相同应力状态下软骨的形变要小于PVA-H人工软骨,相同应变条件下软骨的应力要大于PVA-H人工软骨。

在软骨材料力学特性研究中,Mow等<sup>[4]</sup>采用连续介质力学的基本方程式,导出关节软骨的本构方程,称为两相理论(Biphasic Theory),该理论认为可把软骨看成液相和固相的组合。随着关节软骨的受力,液相的水在固体基质中承载一定载荷并不断流动,固相即固体基质主要由胶原纤维和蛋白多糖组成,也承受一定载荷。关节软骨大约含有80%的水<sup>[4]</sup>,根据已有的研究可知15%的PVA-H人工软骨约含有60.3%的水<sup>[14]</sup>,PVA-H人工软骨的含水量少于关节软骨。在承受固定载荷的初期,关节软骨中水承受主要载荷,但随着时间加长,水不断流失并把载荷转移给固相基质。在软骨所受应力保持不变的情况下,随着液相的流失,固相基质承受越来越(下转第457页)