

文章编号:1004-7220(2009)03-0216-07

## 小口径医用聚氨酯人造血管径向顺应性研究

祝国成<sup>1</sup>, 杨红军<sup>2</sup>, 徐卫林<sup>1</sup>, 李文斌<sup>1</sup>

(1. 武汉科技学院 纺织新材料绿色加工及其功能化教育部重点实验室, 武汉 430073; 2. 东华大学 纺织学院, 上海 201620)

**摘要:** 目的 比较小口径医用聚氨酯人造血管在干法制作与湿法制作方法下的微观形态和径向顺应性, 探讨管径大小所管壁厚度对血管顺应性的影响, 分析接枝血管中不同部位的顺应性差别。方法 通过在玻璃棒模具上复合均匀厚度的聚氨酯膜, 制作出小口径聚氨酯人造血管。在自行搭建的顺应性测试回路装置中测试得到压力与直径的关系, 依据 ISO7198 国际标准计算出人造血管的径向顺应性。结果 干法制作的聚氨酯人造血管表面与截面均很致密, 湿法制作的聚氨酯人造血管的截面呈微孔结构; 随着人造血管管径的增大, 顺应性逐渐增大; 随着管壁厚度的增加, 顺应性逐渐减小; 人造血管的接口处的径向顺应性波动较中间处大; 湿法制作的人造血管顺应性要优于干法制作的人造血管顺应性。结论 医用聚氨酯制作的小口径人造血管具有良好的径向顺应性, 是很有前景的小口径血管代用品材料; 影响顺应性不匹配的因素有很多, 还需做进一步的研究。

**关键词:** 聚氨酯; 人造血管; 力学性能; 径向顺应性

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

## Radical compliance characterization of small-diameter medical polyurethane artificial vascular graft

ZHU Guo-cheng<sup>1</sup>, YANG Hong-jun<sup>2</sup>, XU Wei-lin<sup>1</sup>, LI Wen-bin<sup>1</sup>. (1. Key laboratory of Green Processing and Functional Textiles, Ministry of Education, Wuhan University of Science and Engineering, Wuhan 430073, China; 2. College of Textile, Donghua University, Shanghai 201620, China)

**Abstract: Objective** To investigate the compliance of small-diameter medical polyurethane artificial vascular graft, compared the micro-morphology and radical compliance of small-diameter medical polyurethane artificial vascular graft making in dry and wet; explored the effects on radical compliance causing by the sizes of the diameter and thickness of the artificial vascular graft; analysed the differences of compliance between different parts in artificial vascular graft when it was placed in the circulatory system. **Method** The small-diameter artificial vascular graft with different morphology and different internal diameter and different wall thickness was prepared by casting polyurethane film onto the glass rod model. We get the pressure-diameter in a custom-designed pulsatile circulatory apparatus, calculate the radical compliance of artificial vascular graft based on the ISO7198 international standard. **Result** The morphology of artificial vascular graft in dry are dense; but the morphology of artificial vascular graft in wet are microporous which are even in size and distribution. The radical compliance is increasing gradually with the increase of artificial vascular graft diameter; but the radical compliance is decreasing with the increase of wall thickness; the radical compliance is different between the middle and the junctions of artificial vascular grafts, the larger fluctuation value of compliance appears in the export of artificial vascular; artificial vascular in wet have more superior radical compliance than artificial vascular in dry. **Conclusions** The medical polyurethane small-diameter artificial vascular graft has a excellent compliance, it is a promising materials which to be small-diameter vascular substitute. and there

收稿日期:2008-11-24; 修回日期:2009-01-07

基金来源:国家自然科学基金项目(编号:50873079)

作者简介:祝国成(1984-),研究方向:人造血管研制。

通讯作者:徐卫林, Tel: (027)87426559; E-mail: weilin\_xu@hotmail.com。

are many factors that will result in radical compliance mismatch, further research in radical compliance will be needed.

**Key words:** Polyurethane; Artificial vascular; Mechanical properties; Radical compliance

大口径( $>6$  mm)人造血管在移植手术中已经取得了满意的效果,并且在临床上广泛应用,而小口径( $\leq 6$  mm)人造血管由于其术后的长期通畅性问题尚未解决,因此一直是国际上人造血管研究的难点所在。普遍认为小口径人造血管的难点在以下两个方面:(1)人造血管在人体内的组织相容性和血液相容性<sup>[1]</sup>; (2)人造血管与宿主健康血管相近似的流体力学性能<sup>[2,3]</sup>。为了在小口径人造血管方面取得突破,使其获得良好的长期通畅性,各国学者们在人造血管材料、血管制作工程和细胞培养三个方面做了许多努力<sup>[4,9,12-15]</sup>。

人造血管材料的更替历经了涤纶、真丝、膨化聚四氟乙烯及聚氨酯等几个阶段。目前使用的聚氨酯材料由于具有高弹低模、耐挠曲性等优良的物理力学性能及良好的生物相容性能成为当前人造血管研究的热点<sup>[10,11]</sup>。在解决组织相容性和血液相容性问题方面,通常是对人造血管基体材料进行改性,加入生物相容性更好的天然高分子材料及药物,内皮细胞培养等方法<sup>[12-15]</sup>,从而改善小口径人造血管的长期通畅性,这是人造血管研究中的关键难点,其实实验周期也比较漫长。而在流体力学方面,顺应性是对人造血管进行评价的最直接也是最有意义的指标。许多的研究表明血管顺应性的不匹配会使血管吻合处缝合线产生疲劳,在移植手术早期会使内皮细胞脱落,而在后期则会加速细胞繁殖引起内膜增生,会引起血液动力学的变化,改变血液在血管内的流动形态,在回流处形成血栓<sup>[16-23]</sup>。因此,顺应性的研究对于新材料、新结构及新制作方法人造血管的开发和应用有了很重要的指导意义。前期我们利用不同的方法制备了不同结构与不同管径的小口径人造血管,并对血管的力学性能与渗透性做了大量的研究<sup>[24]</sup>。为了更好的改善血管在力学方面的综合性能,本文在自行搭建的一套顺应性测试系统下对制备的医用聚氨酯小口径人造血管的顺应性进行了表征,找出影响血管顺应性的因素及它们与顺应性大小的关系。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料与仪器

医用聚氨酯(型号:2363-80AE,美国DOW公司),N,N-二甲基甲酰胺(国药集团化学试剂有限公司),胶乳(广州第十一橡胶厂),数显电动搅拌器(型号:DW-3,巩义市英峪予华有限责任公司),循环水式多用真空泵(型号:SHZ-D,巩义市英峪予华有限责任公司),恒温烘箱(型号:Y801A,常州纺织仪器厂),激光扫描测径仪(型号:TLSM,北京元周时代科技有限公司),生理压力换能器(型号:CSY-1E,蚌埠市赛英电子技术研究所),微型水泵(型号:ZWN151402,南京宏旭升科工贸有限公司)。

### 1.2 样品制作

**1.2.1 湿法人造血管的制作** 将医用聚氨酯(PU)与N,N-二甲基甲酰胺(DMF)按15/85的质量比加入到烧瓶中,用电动搅拌棒搅拌直到均匀,然后用循环真空泵将烧瓶内抽为真空,使聚氨酯溶液完全脱泡。将玻璃棒模具浸入到制备的聚氨酯溶液中,取出后将玻璃棒模具倒立,使模具上的溶液均匀分布在模具表面,再迅速将其浸入到冷水中凝固,完全凝固后取出,在37℃的恒温环境中干燥,即制得湿法的单层小口径医用聚氨酯人造血管<sup>[19]</sup>。如此重复上述过程,根据玻璃棒模具浸渍到聚氨酯溶液中的次数不同,即制得不同厚度的小口径医用聚氨酯人造血管。为了防止人造血管的渗水,在制作成的人造血管表层再均匀的涂覆一层胶乳。人造血管的长度为15 cm。

**1.2.2 干法人造血管的制作** 干法人造血管的制作是将浸渍有聚氨酯溶液的玻璃棒模具放入恒温干燥箱中,在70℃的恒定温度中干燥。重复制作次数,制作出不同厚度的干法小口径医用聚氨酯人造血管。

### 1.3 实验测试方法

**1.3.1 管壁厚度的测试** 利用激光扫描测径仪对玻璃棒(长度为20 cm)模具直径进行测试,在沿玻璃棒模具轴向上依次选择7个点进行测试,计算得

到的平均值即为玻璃棒模具的直径,玻璃棒模具的直径即为人造血管的内径;每组玻璃棒模具6根,与上方法相同,测试得到不同玻璃棒模具的直径分别为 $(4.20 \pm 0.012)$  mm,  $(4.80 \pm 0.021)$  mm,  $(5.62 \pm 0.040)$  mm。然后对制作完成的人造血管进行外径测试;血管外径与玻璃棒直径的差值即为人造血管的壁厚。

**1.3.2 径向顺应性的测试** 径向顺应性测试的循环水流回路如图1所示。它由容器、微型离心泵、调节阀、硅胶管、人造血管、生理压力换能器、激光扫描测径仪、电子控制线路和电脑等部分组成。微型水泵提供水流量和压力,通过电子控制线路来控制微型水泵功率的大小,从而使压力在 $0 \sim 23.94$  kPa( $0 \sim 180$  mmHg)的范围内呈周期性变化,模拟脉搏的频率为40次/min,平均水流量为780~850 mL/min(在定长时间内收集管口流出的水流量),利用生理压力换能器来测试管内的压力大小,通过激光扫描测径仪对人造血管的直径进行测试(直径与压力的测试在电子线路的控制下为同步),最后将测得的数据输送到电脑中。测试的每组样品数为4个,每个样品重复测试3次,计算取得平均值即为实验值。

径向顺应性计算方法参照ISO 7198标准<sup>[25]</sup>,其表达式为:

$$C = [(R_2 - R_1) \times 10^4] / [R1 \times (p_2 - p_1)]$$

式中: $C$ 表示血管顺应性, $R_2$ 和 $R_1$ 分别代表承受高

压 $p_2$ 和低压 $p_1$ 时的内半径值。

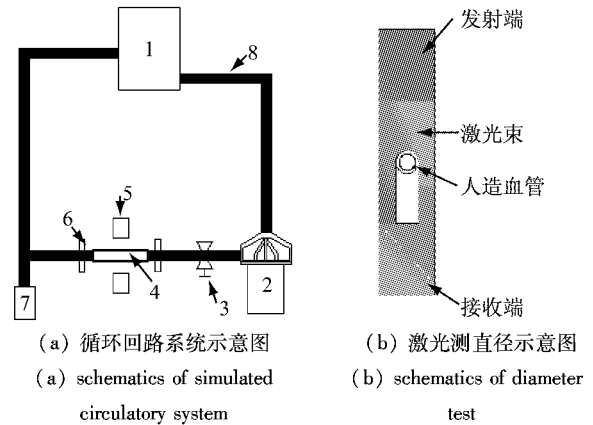


图1 径向顺应性测试原理图

Fig.1 Schematics of radial compliance test

## 2 结果与讨论

### 2.1 人造血管微观结构

图2所示为人造血管截面形貌。由图2(a)可见,干法制作的聚氨酯人造血管截面和表面都呈致密结构,由图2(b)可见,湿法制作的聚氨酯人造血管截面呈多微孔结构,并且大小和分布都比较均匀。

### 2.2 测试数据收集

在电子线路的控制下,微型水泵会提供周期性脉动的压力,通过对人造血管附近处的压力的测试,得出的人造血管内腔的压力波动曲线图如图3(a)

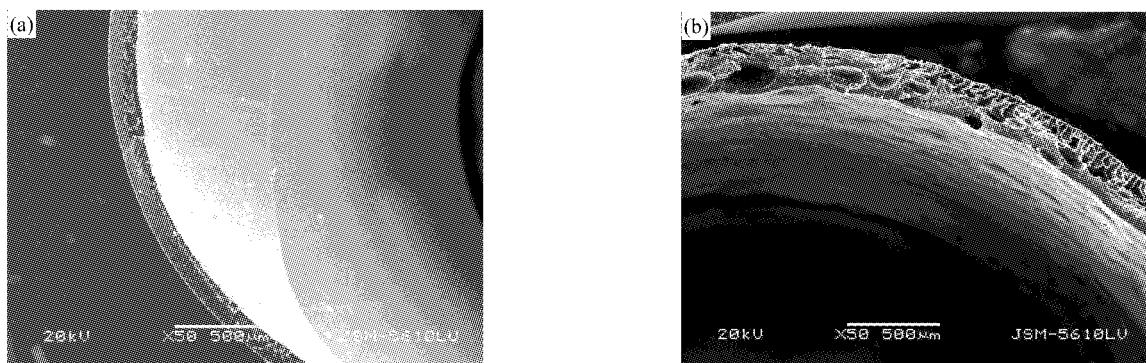


图2 纯聚氨酯人造血管部分截面形貌 (a) 干法人造血管截面 (b) 湿法人造血管截面

Fig.2 A part of the crossing section morphology of PU vascular graft (a) The crossing section of vascular graft in dry method (b) The crossing section of vascular graft in wet method

所示,对应的人造血管的直径变化如图3(b)所示。

### 2.3 不同管径人造血管的径向顺应性

人造血管的管径大小对其顺应性有很明显的影

响,结果如表1所示。湿法制作的小口径聚氨酯人造血管顺应性随着内径的增大,顺应性也逐渐增大;而对于干法制作的小口径聚氨酯人造血管顺应性变

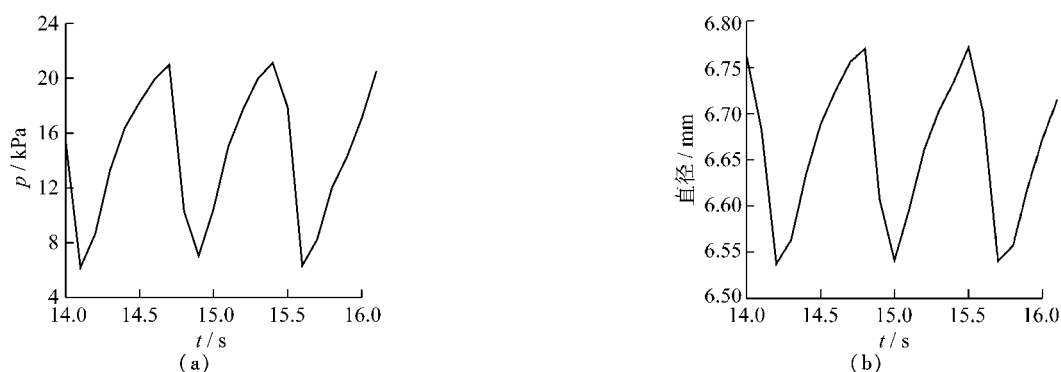


图3 人造血管内腔压力和直径变化(a 时间与压力关系图,b 时间与直径关系图)

Fig.3 Relationship between time and pressure and diameter ((a) relationship between time and pressure,(b) relationship between time and diameter

化没有很明显的规律,如表2所示。

表1 不同内径湿法人造血管的径向顺应性

Tab.1 The radical compliance of different internal diameter artificial vascular graft in wet

制作方法	内径/ mm	管壁厚度/ mm	径向顺应性 (%/13.3 kPa)
湿法	4.20 ± 0.012	0.50 ± 0.087	2.76 ± 0.222
湿法	4.80 ± 0.021	0.50 ± 0.005	2.84 ± 0.269
湿法	5.62 ± 0.040	0.53 ± 0.070	3.79 ± 0.539

表2 不同内径干法人造血管的径向顺应性

Tab.2 The radical compliance of different internal diameter artificial vascular graft in dry

制作方法	内径/ mm	管壁厚度/ mm	径向顺应性 (%/13.3 kPa)
干法	4.20 ± 0.012	0.37 ± 0.054	1.38 ± 0.52
干法	4.80 ± 0.021	0.40 ± 0.144	1.71 ± 0.58
干法	5.62 ± 0.040	0.40 ± 0.071	1.33 ± 0.21

## 2.4 不同管壁厚度人造血管的径向顺应性

人造血管接枝到人体以后,不仅需要在血压的作用下发生径向的膨胀,而且还需要有良好的保型性能,用以防止血压过小时人造血管出现塌陷的现象,这也就要求人造血管能够在一定厚度下具有良好的径向顺应性性能。

人造血管壁厚对其顺应性的影响是显著的且呈现明显的变化趋势,实验结果如图4所示。结果

表明,不论是湿法制作的小口径聚氨酯人造血管还是干法制作的小口径聚氨酯人造血管,都随着管壁厚度的增加,径向顺应性逐渐减小。干法制作的小口径聚氨酯人造血管管壁厚度从0.15 mm ~ 5.0 mm,径向顺应性从6.34%/13.3 kPa依次减小到1.11%/13.3 kPa;湿法制作的小口径聚氨酯人造血管管壁厚度从0.50 ~ 1.60 mm,径向顺应性从2.23%/13.3 kPa依次减小到0.32%/13.3 kPa。

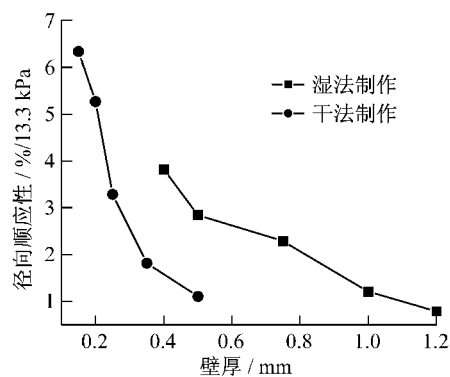


图4 相同内径(4.80 mm)不同壁厚人造血管的径向顺应性

Fig.4 The radical compliance of different wall thicknesses in the same inner diameter

## 2.5 人造血管接入测试回路时其不同部位的径向顺应性

由于人造血管的接入,使得管路的结构发生变化。在人造血管的进口端,管路内径略小于人造血管的内径;而在人造血管的出口端,人造血管的内径略大于管路的内径。这造成了流体形态发生了改



变,从而影响了人造血管进口端,中间段和出口端的径向顺应性。人造血管不同部位的径向顺应性结果如表3所示。湿法制作的人造血管,其在血管进口处,中间处和出口处呈逐渐增大的趋势;而对于干法

制作的人造血管,结果如表3所示,血管出口处的径向顺应性仍为最大,而在血管的进口处,其径向顺应性的变化不稳定。

表3 湿法和干法人造血管不同部位径向顺应性

Tab.3 The different parts radical compliance of artificial vascular graft in wet and dry

制作方法	内径/ mm	管壁厚度/ mm	进口处径向顺应性 (%/13.3 kPa)	中间处径向顺应性 (%/13.3 kPa)	出口处径向顺应性 (%/13.3 kPa)
湿法	4.20 ± 0.012	0.50 ± 0.087	1.98 ± 0.371	2.76 ± 0.222	3.12 ± 0.726
湿法	4.80 ± 0.021	0.50 ± 0.005	2.59 ± 0.478	2.84 ± 0.269	3.47 ± 0.170
湿法	5.62 ± 0.040	0.53 ± 0.070	3.54 ± 0.298	3.79 ± 0.539	4.13 ± 0.858
干法	4.20 ± 0.012	0.30 ± 0.055	2.05 ± 1.315	1.88 ± 0.793	2.56 ± 1.443
干法	4.80 ± 0.021	0.27 ± 0.061	3.88 ± 2.452	2.17 ± 0.966	2.76 ± 1.771
干法	5.62 ± 0.040	0.25 ± 0.041	4.36 ± 1.938	5.25 ± 3.187	4.09 ± 1.908

### 3 讨论与分析

#### 3.1 血管管径不匹配对径向顺应性的影响

表1中的数据显示,当人造血管的内径从4.2 mm增加到5.62 mm时,在相同管壁厚度的情况下,人造血管的径向顺应性从2.76%/13.3 kPa上升到3.79%/13.3 kPa。这是由于人造血管腔内的总压力等于血管腔内的静压力与动压力之和,静压力为血管壁受到的压力,动压力为血流速度所产生的压力。由于人造血管的长度很短,在假设没有压力损失的情况下,人造血管内的总压力是不变的,那么只会存在静压力与动压力的相互转换<sup>[26,27]</sup>。在人造血管管径减小的情况下,管内流体的速度会增大,导致动压力上升,从而血管管壁受到的静压力减小,血管顺应性降低,因此,在相同制作方法与相同管壁厚度的情况下,管径大的人造血管会发生更大的形变,获得更好的径向顺应性。

#### 3.2 血管管壁厚度对径向顺应性的影响

人造血管的管壁厚度与其径向顺应性是一对矛盾<sup>[7,28-29]</sup>在人造血管的研究中均发现随着人造血管管壁厚度的增加,其径向顺应性逐渐降低,而一定的血管管壁厚度又是保证人造血管其它力学性能的基础,由于目前仍未能找到一种与人体血管有类似性能的材料,在人造血管的壁厚与顺应性间也一直没能找到一个好的平衡点。Hsu等<sup>[30]</sup>对犬颈动脉的

径向顺应性做了表征,发现其顺应性能达到7.5%/13.3 kPa,而人造血管的径向顺应性与这个数据仍有不小的差距。本实验中的结果同样表明,人造血管的径向顺应性与血管管壁的厚度基本呈线性关系,随着管壁厚度的增加,人造血管的径向顺应性逐渐降低。

#### 3.3 不同制作方法对血管径向顺应性的影响

干法制作的聚氨酯人造血管与湿法制作的聚氨酯人造血管在微观结构上有很大的差别,如图2所示,干法制作的聚氨酯人造血管形成致密的结构,厚度较薄;而湿法制作的聚氨酯人造血管形成多微孔结构,厚度较大。对比表1与表2中的实验数据,在相同管内径与相近似的管壁厚度情况下,干法聚氨酯人造血管的径向顺应性均要小于湿法制作的人造血管。这种现象是由于湿法人造血管中微孔的存在,许多的研究都表明,微孔的存在有利于血管顺应性的提高<sup>[5-7,28-29]</sup>,使人造血管具有良好的保型性能。Doi等<sup>[5]</sup>利用激光打孔技术制作的人造血管,顺应性得到了很好的改善;Shu等<sup>[31]</sup>的研究表明,随着孔隙率与孔径的增大,血管的顺应性逐渐变大,当孔隙率从10%上升到51%时,血管的顺应性从3%/13.3 kPa上升到35%/13.3 kPa,孔径由70 μm减小到32 μm时,血管顺应性从35.3%/13.3 kPa下降到14.1%/13.3 kPa,但其如此大的顺应性是建立在薄的管壁与大孔径之上的,导致了人造血管其

它力学性能的降低。这种微孔结构对血管径向顺应性的影响为血管的制作提供了更多的设计方案。

### 3.4 接入人造血管时不同部位的径向顺应性

从表3中可以知道,对于湿法制作的人造血管,其径向顺应性大小变化规律明显,人造血管接口的出口处顺应性最大,而在进口处最小;对于干法制作的人造血管,由于管壁较薄,变化的规律不明显,但从方差中可以看出,其波动量较大。从临床的观察与分析来看,当人造血管接枝到人体以后,内膜增生现象通常出现在血管的缝合处<sup>[17]</sup>,相关的研究表明血管缝合处的顺应性不匹配情况也最为严重<sup>[21]</sup>。导致血管接合处顺应性不匹配严重的一个原因是管径的突变。实验中,在流体进入人造血管处,管径突然变大,此时在人造血管的进口处附近会出现压力的损失<sup>[27]</sup>,经过一段距离后压力才会回复,这是导致血管进口处顺应性较小的原因;而在流体流出人造血管处,管径突然变小,此时在管径变化的区域会形成二次涡流,引起血管出口处附近压力的上升<sup>[27]</sup>,使血管顺应性变大。对于湿法制作的人造血管,由于其保型性能好,各向异性差异小,所以顺应性的变化规律明显;对于干法制作的人造血管,当其壁厚较薄时,它会随着压力的降低出现塌陷,随着压力的上升出现较大的顺应性,因此规律不明显;当其壁厚较厚时,它的顺应性又出现明显的下降。

## 4 结语

人造血管的管壁厚度,制作工艺及微孔结构都会影响其顺应性的大小;在血管的移植手术中,血管管径的不匹配及缝合的方式等因素会引起血管顺应性的不匹配。

湿法制作的人造血管径向顺应性要优于干法制作的人造血管;人造血管的管径越小,其径向顺应性也就越小;微孔的存在有利于提高人造血管的径向顺应性;人造血管的壁厚越大,径向顺应性越小;人造血管接口处的径向顺应性波动要大于其中间段。同时,实验证实医用聚氨酯具有良好的高弹性能,通过对人造血管结构的合理设计,人造血管的动力学性能有望到达人体血管的标准。

### 参考文献:

- [1] Losi P, Lombardi S, Briganti E, et al. Luminal surface microgeome-try affects platelet adhesion in small-diameter synthetic grafts [J]. *Biomaterials*, 2004, 25 (18): 4447-4455.
- [2] Lyman DJ, Fazio FJ, Voorhees H, et al. Compliance as a factor effecting the patency of a copolyurethane vascular graft [J]. *J Biomed Mater Res*, 1978, 12(3): 337-345.
- [3] How TV, Guidoin R, Young SK. Engineering design of vascular prostheses [J]. *Proc Inst Mech Eng*, 1992, 206 (2): 61-71.
- [4] van der Lei B, Nieuwenhuis P, Molenaar I, et al. Long-term biologic fate of neoarteries regenerated in micro-porous, compliant, biodegradable, small-caliber vascular grafts in rats [J]. *Surgery*, 1987, 101: 459-467.
- [5] Doi K, Nakayama Y, Matsuda T. Novel compliant and tissue permeable microporous polyurethane vascular prosthesis fabricated using an excimer laser ablation technique [J]. *J Biomed Mater Res*, 1996, 31: 27-33.
- [6] Keiji Fujimoto, Masao Minato, Susumu Miyamoto, et al. Porous polyurethane tubes as vascular graft [J]. *Journal of Applied Biomaterials*, 1993, 4: 347-354.
- [7] Hiromichi Sonoda, Keiichi Takamizawa, Yasuhide Nakayama, et al. Small-diameter compliant arterial graft prosthesis: Design concept of coaxial double tubular graft and its fabrication [J]. *J Biomed Mater Res*, 2001, 55: 266-276.
- [8] Hiroyuki Inoguchia, Keun Kwon, Eiko Inoue, et al. Mechanical responses of a compliant electrospun poly (L-lactide-co-e-caprolactone) small-diameter vascular graft [J]. *Biomaterials*, 2006, 27: 1470-1478.
- [9] Michael Lovet, Christopher Cannizzaro, Laurence Daheron, et al. Silk fibroin microtubes for blood vessel engineering [J]. *Biomaterials*, 2007, 28: 5271-5279.
- [10] 王东青, 李伟, 刘学栋, 等. 医用聚氨酯弹性体的应用研究进展 [J]. *现代化工*, 2006, 26, 100-102.
- [11] 鲍俊杰, 刘都宝, 黎兵, 等. 医用聚氨酯材料研究进展 [J]. *聚氨酯*, 2007, 64(09): 72-79.
- [12] 顾晋伟, 杨新林, 朱鹤孙. 丝素蛋白作为生物材料的研究进展 [J]. *材料导报*, 2001, 15(11): 46-48.
- [13] Grunkemeier JM, Tsai WB, Horbett TA. Co-adsorbed fibrinogen and von Willebrand factor augment platelet procoagulant activity and spreading. *J Biomater Sci Polym Ed*, 2001, 12(1): 1-20.
- [14] 朱楚红, 应大君, 张伟, 等. 生物血管基质材料的抗原表达及力学特性 [J]. *生物医学工程杂志*, 2002, 19(4): 602.
- [15] 顾晋伟, 杨新林, 王俐勇, 等. 丝素蛋白膜表面的等离子体磺酸化及体外抗凝血性能 [J]. *高技术通讯*, 2001, 11(8): 7-10.
- [16] Walden R, L' Italien GJ, Megerman J, et al. Matched elastic properties and successful arterial grafting [J]. *Arch*

[1] Losi P, Lombardi S, Briganti E, et al. Luminal surface mi-

- Surg,1980,115:1166-1169.
- [17] Ballyd PD, Walsh C, Butany J, *et al.* Compliance mismatch may promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses [J]. *Journal of Biomechanics*, 1998,31(3):2-9.
- [18] Kidson IG, Abbott WM. Low compliance and arterial graft occlusion [J]. *Circulation*,1978, 58:1-4.
- [19] Abbott W M, Megerman J, Hasson J E, *et al.* Effect of compliance mismatch on vascular graft patency [J]. *Journal of Vascular Surgery*,1987,5:376-382.
- [20] Stewart SFC, Lyman DJ. Effects of a vascular graft/natural artery compliance mismatch on pulsatile flow [J]. *Biomechanics*,1992,25:297-310.
- [21] Weston MW, Rhee K, Tarbell JM. Compliance and diameter mismatch affect the wall shear rate distribution near an end-to-end anastomosis [J]. *Journal of Biomechanics*,1996, 29:187-98.
- [22] Armin Leuprecht, Karl Perktold, Martin Prosi, *et al.* Numerical study of hemodynamics and wall mechanics in distal end-to-side anastomoses of bypass grafts [J]. *J of Biomechanics*, 2002,35:225-236.
- [23] 李利芳,王安才.具有梯度的流体切应力促进血管内皮细胞增殖[J].*医用生物力学*,2008,23(4):266-269.
- [24] 周飞,徐卫林,欧阳晨曦,等.小口径微孔聚氨酯人造血管生物力学性能研究[J].*医用生物力学*,2008,23(4):270-274.
- [25] ISO7198. Cardiovascular implant-Tubular Vascular Prostheses [S],1996.
- [26] 贾月梅,赵秋霞,赵广慧.流体力学[M].北京:国防工业出版社,2006:203-225.
- [27] 张国强,吴家鸣.流体力学[M].北京:机械工业出版社,2006:131-152.
- [28] 陶梅,张磊,向虎.具有三层管壁结构组织工程血管支架的生物力学性能[J].*中国生物医学工程学报*,2006,25(6):728-733.
- [29] 潘仕荣,陶军,郑欢玲,等.小径微孔聚氨酯人工血管的顺应性[J].*生物医学工程杂志*,2006,23(3):517-520.
- [30] Hsu S, Kambic H. On matching compliance between canine carotid arteries and polyurethane grafts [J]. *Artificial Organs*,1997,21(12):1247-1253.
- [31] Shu Qin Liu, Makoto Kodama. Porous polyurethane vascular prostheses with variable compliances [J]. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1992,26: 1489-1502.

(上接第215页)

- [5] 樊瑜波.口腔生物力学[J].*医用生物力学*,2007,22(2):119-120.
- [6] Widmann C, Gibson S, Jarpe MB, *et al.* Mitogen-activated protein kinase: conservation of a three-kinase module from yeast to human [J]. *Physiol Rev*, 1999, 79(1): 143-180.
- [7] Johnson GL, Lapadat R. Mitogen-activated protein kinase pathways mediated by ERK, JNK, and p38 protein kinases. *Science*, 2002; 298: 1911-1912.
- [8] Raman M, Chen W, Cobb MH. Differential regulation and properties of MAPKs. *Oncogene* 2007; 26(22): 3100-3112.
- [9] Pawson T, Scott JD. Signalling through scaffold, anchoring, and adaptor proteins [J]. *Science*, 1997, 278(5346):2075-2080.
- [10] Chiba M, Mitani H. Cytoskeletal changes and the system of regulation of alkaline phosphatase activity in human periodontal ligament cells induced by mechanical stress [J]. *Cell Biochem Funct*, 2004, 22(4):249-256.
- [11] 冯雪,陈富林,林珠,段银钟.机械牵张作用对牙周膜成纤维细胞增殖的影响[J].*实用口腔医学杂志*,2003,19(4):312-314.
- [12] 钱英莉,樊瑜波,蒋文涛.正畸力作用下牙齿移动的生物力学[J].*医用生物力学*,2003,18(3):189-192.