

文章编号:1004-7220(2019)05-0541-07

体外内皮细胞培养装置的研制与实验研究

刘雨佳¹, 丁皓^{1,2}, 张迎¹, 施春迅¹, 聂智超¹, 刘浩宇¹, 陈泽华²

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 上海健康医学院, 上海 201318)

摘要:目的 研制一种创新性的体外内皮细胞培养装置,即基于血液动力学环境的血管内皮细胞体外培养装置,介绍内皮细胞体外培养装置的研制与实验研究。**方法** 运用血液动力学理论与方法,在课题组现有研究基础上设计并研制内皮细胞体外动态培养系统,其流动环境中切应力、正应力和张应力同时存在。并从装置的研制背景、结构与组成、设计原理、理论基础以及实验研究5个方面详细描述该装置的研制和实验研究。**结果** 装置能够准确模拟正常生理水平下内皮细胞所处的力学环境,实现切应力、正应力、张应力分别在0~12 Pa、0~15.96 kPa、0~0.5 MPa范围内的精确调控。**结论** 装置能提供一个更接近人体生理条件的血液动力学环境,为深入探索血管内膜损伤机制提供更理想的实验环境和手段。

关键词:体外培养装置;内皮细胞;血液动力学;应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.05.014

The Development and Experimental Study of Endothelial Cell Culture Device *in vitro*

LIU Yujia¹, DING Hao^{1,2}, ZHANG Ying¹, SHI Chuxun¹, NIE Zhichao¹, LIU Haoyu¹, CHEN Zehua²

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China)

Abstract: Objective To develop an innovative device for endothelial cell culture *in vitro*, namely, to develop a vascular endothelial cell culture device based on hemodynamic environment, so as to introduce the development and experimental study of endothelial cell culture device *in vitro*. **Methods** A device of dynamic culture system for endothelial cells *in vitro* on the basis of the existing research was designed with the theory and method of hemodynamics. The shear stress, positive stress and tensile stress existed at the same time in the flow environment. The development and experimental research of the device were described in detail from 5 aspects, such as the development background, structure and composition, design principle, theoretical basis and experimental research. **Results** The device could accurately simulate the hemodynamic environment of endothelial cells at normal level, with precise control of shear stress in 0-12 Pa range, positive stress in 0-15.96 kPa range, and tensile stress in 0-0.5 MPa range. **Conclusions** The device can provide a hemodynamic environment which is closer to the physiological conditions of human body, as well as a more ideal experimental environment and means for further exploring the mechanism of vascular intimal injury.

Key words: *in vitro* culture device; endothelial cell; hemodynamics; stress

收稿日期:2018-08-31; 修回日期:2018-10-27

基金项目:上海市自然科学基金项目(17ZR1413500)

通信作者:丁皓,教授,E-mail:dingh@sumhs.edu.cn

根据世界卫生组织 WHO 的报道,心血管疾病致死率占全球死亡总数的比例高达 30%^[1],而内皮细胞的结构、功能、基因表达等与心血管疾病关系密切^[2]。内皮细胞所处的真实在体血液动力学环境应当包括切应力、正应力和张应力 3 种应力的共同作用。临床研究表明,切应力、正应力和张应力作为血管壁的一种重要胞外信号,是血管结构与功能变化的一种重要调节因素^[3-6]。血管壁细胞对力学信号的刺激存在着一个响应过程,即血管壁细胞能识别这三大应力,并将这些力学信号传递到细胞内部从而刺激细胞的形态、结构、功能和基因表达等的改变^[7-9]。细胞内部的这些改变与血管重建现象密切相关^[10-12],而血管重建是高血压、动脉粥样硬化及血管移植后再狭窄等疾病的基本病理表现^[13]。因此,血液动力学因素对于人体血管系统的生理和病理研究具有重要意义。但是由于在体研究的复杂性,目前仍无大规模、系统的临床研究予以证实,人们对于血液动力学因素对人体生理病理等方面影响的研究逐渐转为体外进行。由于研究对象的特殊性,体外的细胞力学产生装置不能直接使用常规的力学加载方法和技术。Frangos 等^[14]设计了最早的平行平板流动腔形式的体外内皮细胞培养装置,该装置核心结构包括平行平板流动腔室、灌注系统、观测系统 3 个模块^[15]。最初的平行平板流动腔培养装置多数采用玻璃底板,无法提供张应力;经过不断的发展和改良,现有多种体外力学产生装置已被研制出来。但总体而言,目前绝大多数实验平台中,所提供的血液动力学参数还比较简单,所能提供的体外力学环境也比较单一,与在体的血液动力学环境相差较远。本课题组近年来在体外模拟血液力学环境方面开展了很多理论和实践研究,研制了包括血管张应力体外加载装置在内的一些体外血液动力学模拟装置。

鉴于上述研究背景,本文提出采用硅胶片底板代替玻璃底板,研制一种创新性的内皮细胞体外培养系统,创造一个更接近体内血液动力学环境,包括切应力、正应力和张应力 3 种应力的共同作用,并提供多参数、可控制的实验条件,为深入探索血管内膜损伤机制提供更理想的实验环境和手段。

1 装置设计与原理

1.1 装置设计

运用血液动力学理论与方法,设计并研制内皮细胞体外动态培养系统(见图 1)。该系统力学加载实验段采用平行平板流动腔的形式,由脉动泵控制系统的流量,实现对切应力的调节,采用节流阀实现对正应力的调节,装置中对于张应力的产生方式选择矩形基底拉伸法。该系统采用机电一体化设计,主要由机械、控制和数据采集三部分组成,包括计算机、控制箱、主机、数据采集装置、恒温培养室和工具箱等。

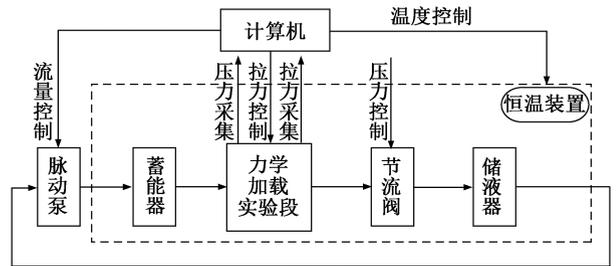


图 1 体外内皮细胞培养装置系统原理框图

Fig.1 Principle block diagram of endothelial cell culture device *in vitro*

1.2 装置设计原理

该装置设计中,模拟血流从脉动泵流出,由脉动泵给整个循环系统提供稳定的脉动流环境,再经由蓄能器后到达力学加载实验段,最后由节流阀流回储液器。为内皮细胞生长提供持续稳定的脉动流后,蓄能器用于储能和模拟动脉弹性腔。节流阀则是模拟毛细血管外周阻力。储液器储存液体,维持系统的循环,整个培养系统都处于恒温装置中。

装置的设计主要分为两部分:张应力产生装置和切应力-正应力产生装置(见图 2)。实验装置的设计中,切应力变化通过改变腔体中流量的大小来调节,即由改变脉动泵的行程来调节。模拟血流在流动腔的输入端可以产生人体生理血压范围,即正应力,并通过手动调节蓄能器中气液比和节流阀,分别来控制脉压差和正应力的范围。张应力的变化则通过控制电动机对弹性基底不同程度的拉伸来调节。

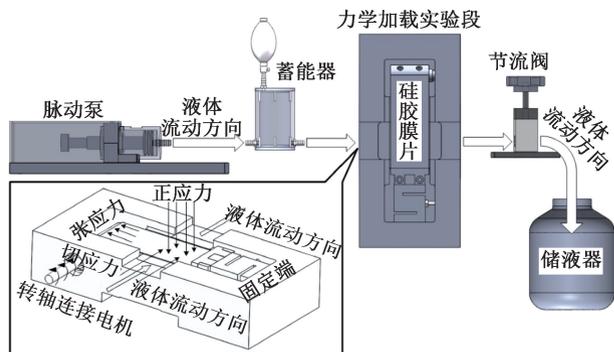


图2 体外内皮细胞培养装置力学加载结构示意图

Fig.2 Schematic diagram of mechanical loading for endothelial cell culture device *in vitro*

1.2.1 张应力产生装置设计原理 张应力产生装置是由硅胶片一端通过心轴固定在基座上,硅胶膜片另一端固定在滚轮上,滚轮通过联轴器与步进电动机相连,步进电动机带动滚轮转动从而拉伸硅胶片,为附着在硅胶膜片上的血管内皮细胞提供张应力。基座端设置有 S 型拉力传感器(型号 DYLY-104,精度 0.05%)。实验前进行置零操作,利用 S 型拉压力传感器来确定零点位置,再进行预拉伸,确定弹性模量。实验过程中,电动机运行时,旋转精确度由电动机上的编码器精确获得,利用转轴半径和编码器获得的旋转角度,确定硅胶膜片的拉伸量,进而确定硅胶膜片上的应力。

1.2.2 正应力-切应力产生装置设计原理 切应力伺服电动机通过丝杆驱动脉动泵的柱塞杆按设定的幅度做往复运动,形成脉动流,从而产生切应力和正应力。通过调节电动机转速控制柱塞往复频率从而调节心率,通过调节脉动泵柱塞杆运动的行程来调节切应力。脉动泵的控制部分包含 3 个光电传感器,光电传感器 1、2、3 分别用于置零控制、最大幅度控制、过充保护。正应力则通过节流阀来控制调节,并通过压力传感器(型号 MC20WA,精度 0.25%)可以将正压力信号反馈给计算机主机。

1.2.3 切应力计算 脉动流产生的切应力需要通过计算得出。柳兆荣等^[16]通过分析平行平板流动腔内的液体流动情况(见图 3),推算出定常流条件下腔内流速和腔室底部切应力的准确表达式,本文运用该方法计算体外培养的内皮细胞所受的切应力。根据 Womersley 数 $\alpha < 1$ 时,定常流条件下腔

内流速公式可推广至脉动流。由黏性流体运动微分方程(即 Navier-Stokes 方程),可推导出脉动流时腔内流速 u 的渐近表达式^[17]:

$$u = \frac{3}{2b\delta}(1 - 4z^2)Q(t) \quad (1)$$

由牛顿内摩擦定律 $\tau = \mu \frac{du}{dz}$ 可得腔体底部的切应力:

$$\tau = \frac{6\mu}{b\delta^2}Q(t) \quad (2)$$

式中: μ 为液体动力黏度, $z = -\frac{\delta}{2}$, $\alpha = \delta \sqrt{\frac{\rho\omega}{\mu}}$; ρ 为液体密度;通过流量计可测得瞬时流量 $Q(t)$, t 为时间^[17]。

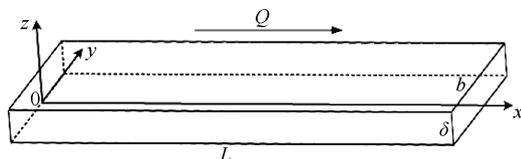


图3 平行平板流动腔坐标系示意图

Fig.3 Schematic diagram of coordinate system of parallel plate flow chamber

2 实验研究与结果

本装置功能是既能够实现单个应力的实验研究,又能够实现 3 个应力的联合实验。课题组在先前已研制出能在一定范围内调节切应力和正应力的内皮细胞应力测试装置^[18],故本文重点考察张应力的实验研究和联合实验研究。在课题组先前研究的基础上,使内皮细胞应力测试装置更接近体内血液动力学环境,同时更进一步提高该装置的精确性和稳定性。装置所要实现的参数范围为:张应力 0~0.5 MPa;张应变 0~40%;频率 0~60 Hz;切应力 0~12 Pa;正应力 0~15.96 kPa。

2.1 张应力实验研究

实验前对硅胶膜片进行预拉伸,确定硅胶膜片的弹性模量。实验中硅胶膜片采用美国杜邦的产品,硅胶膜片厚度 0.5 mm、长 90 mm、宽 30 mm。硅胶膜片两端各标记 10 mm,除去两端夹头后,有效尺寸为:70 mm×30 mm×0.5 mm。实验测得硅胶膜片的弹性模量为 2.46 MPa,泊松比为 0.49。在进行硅胶膜片的拉伸试验时发现,硅胶膜片的应力、应变关系近似线性,故实验中可以先确定硅胶膜片的拉

伸量,进而确定硅胶膜片上的应力。

在实验开始时,首先进行置零操作和初始化操作,然后设置曲线类型、拉伸位移(或幅度)以及频率,启动电动机,便可观察张应力和张应变波形变化并进行数据采集。设置不同频率下不同拉伸位移的两组实验:

实验1 拉伸频率为30次/min时,对硅胶膜片进行拉伸。观察拉伸位移分别为7 mm(应变理论值为10%)、14 mm(应变理论值为20%)、21 mm(应变理论值为30%)、28 mm(应变理论值为40%)时张应力和张应变波形变化,并进行数据采集。

实验2 拉伸频率为60次/min时,对硅胶膜片进行拉伸。观察拉伸位移分别7、14、21、28 mm时张应力和张应变波形变化,并进行数据采集。

根据表1实验数据可知,7 mm拉伸位移对应的最大应变约为9.37%,最大应力约为0.21 MPa;14 mm拉伸位移对应的最大应变约为18.74%,最大应力约为0.38 MPa;21 mm拉伸位移对应的最大应变约为28%,最大应力约为0.52 MPa;28 mm拉伸位移对应的最大应变约为37.4%,最大应力约为0.68 MPa。因此,本实验装置能够实现张应力在0~0.5 MPa、张应变在0~40%范围内的调节。

表1 张应力实验中对应的应变、应力($\bar{x} \pm s, n=5$)

Tab.1 The corresponding strain/stress in tensile stress experiment

频率/ (次·min ⁻¹)	拉伸位移/ mm	应变/%	应力/MPa
30	7	9.37±0.021 1	0.21±0.014 9
	14	18.74±0.024 3	0.38±0.017 5
	21	28.06±0.030 2	0.53±0.013 0
	28	37.43±0.036 1	0.70±0.014 5
60	7	9.37±0.028 5	0.21±0.019 0
	14	18.65±0.027 9	0.37±0.013 7
	21	28.02±0.036 3	0.51±0.019 6
	28	37.40±0.036 8	0.67±0.018 7

2.2 正应力和切应力实验研究

根据装置设计原理,正应力可以通过手动调节节流阀来控制,故将正应力和切应力实验结合在一起进行。实验时,首先进行置零操作,再进行初始化,设置曲线类型、幅度(即脉动泵的行程)和频率。待出现初始化完成的指示后,启动电动机,观察正应力和切应力波形变化并进行数据采集。设置不同脉动泵行程的两组实验:

实验3 输入频率为60次/min、幅度为10 mm时,调节节流阀,观察得到的正应力和切应力波形,并记录实验数据。正压力范围为6.11~16.02 kPa,切应力范围为0~6.93 Pa。

实验4 输入频率为60次/min、幅度为15 mm时,调节节流阀,观察得到的正应力和切应力波形,并记录实验数据。正压力范围为7.75~16.07 kPa;切应力范围约为8.48~11.8 Pa。

结果表明,本实验装置能够实现切应力在0~12 Pa、正应力在0~15.96 kPa范围内的调节。实验中可以通过节流阀调节正应力达到0~26.6 kPa范围,本研究选择将正应力能调至正常生理参数范围(10.64~15.96 kPa)即可。

2.3 联合实验研究

联合实验是指3个应力(切应力、正应力和张应力)的联合控制方式。结合上文提到的3种应力产生的原理,正应力可以通过节流阀手动调控,因此,本次联动控制实验中,选择控制变量为硅胶膜片的拉伸幅度和脉动泵的行程。张应力的控制即通过波形变化来模拟硅胶膜片不同的拉伸状态,输入的波形幅度为硅胶膜片的拉伸幅度。切应力的控制即通过波形变化模拟瞬时流量 $Q(t)$ 的变化,通过改变输入波形的幅度改变平均流量的大小,从而获取不同的切应力,输入的波形幅度为脉动泵的行程。结合上述两个变量,实验中设计了张应力和切应力两种控制模式。两种控制模式输入波形的幅度可各自控制,频率为统一设置,即启动电动机后,同时操作张应力和切应力装置。

在联合实验前,先进行张应力控制方式和切应力控制方式的置零操作,在接收到置零操作结束指示之后,进行联合控制。设置如下两组实验:

联合实验1 张应力控制模式输入的波形幅度为7 mm,切应力控制模式输入的波形幅度为10 mm,频率为60次/min。

联合实验2 张应力控制模式输入的波形幅度为7 mm,切应力控制模式输入的波形幅度为15 mm,频率为60次/min。

结果表明,联合实验1中张应变范围为0~9.34%,张应力范围为0~0.28 MPa,正应力范围为8.71~16.07 kPa,切应力范围为0~8.56 Pa;联合实验2中张应变范围为0~9.37%,张应力范围为0~

0.28 MPa, 正应力范围为 7.54~15.24 kPa, 切应力范围为 6.98~11.4 Pa (见图 4)。实验中可通过调节节流阀控制正应力, 正应力能达到范围为 0~

26.6 kPa, 本次联合实验选择将正应力能调至正常生理参数范围(10.64~15.96 kPa)。

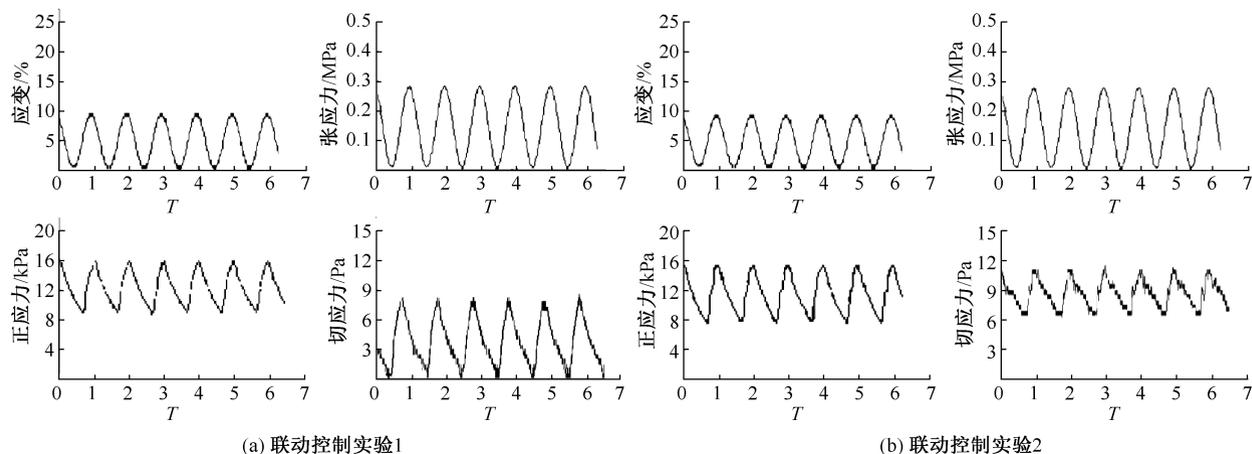


图 4 联动控制实验波形图

Fig.4 Waveform diagram of linkage control experiment (a) Experiment 1, (b) Experiment 2

3 讨论

本文在血液动力学及其体外模拟装置研究的基础上, 提出研制一种创新性的内皮细胞体外培养装置, 并用该装置进行实验研究, 验证该装置设计的合理性和可操作性。

装置设计在平行平板流动腔原有技术的基础上, 对培养腔部分进行改造, 增加了张应力实验段。张应力产生装置采用矩形基底拉伸方式, 细胞培养基底选用硅胶膜片, 将张应力伺服电动机通过张应力转轴连接在硅胶膜片的一端, 硅胶膜片另一端固定, 张应力伺服电动机转动驱动张应力转轴旋转使得硅胶膜片拉伸。由于实验过程中正应力的调节可以通过手动调节节流阀来改变, 故在对实验装置进行联合实验时只需要设置张应力控制和切应力控制即可。实验模拟了正常人体生理范围内的参数, 但在实验过程中发现仍有一些问题有待深入探讨:

(1) 张应力参数范围的修正。研究者通过实验发现, 先将血管切为圆环, 再将短环沿其径向展开, 即可释放其中的残余应力^[19-20]。张开角的存在使人们渐渐意识到血管残余应力的存在, 即血管壁在无载荷时, 张应力并不为零。且不同的动脉张开角不同, 对应的残余应力也不同。研究表明, 残余

应力对体外血管内皮细胞培养装置基底中各种应力都有不同程度的影响, 对装置中应力进行分析时^[21-22]。因此, 应考虑残余应力的影响。确定存在残余应力时的张应力和张应变参数范围对于张应力的体态实验研究很有必要, 考虑残余应力对切应力影响对切应力的计算将会起到修正作用。

(2) 实验中手动调节部分可能带来的不稳定性。本实验中正应力的调节需要依靠手动调节节流阀来实现。但由于机械器械的特性, 手动调节的不稳定性有可能会造成实验数据的误差。因此, 如何通过实现实验装置更精准、更智能的调节和控制来优化本系统的准确性和稳定性, 还有待深入研究。

(3) 基底弹性膜为硅胶膜片材料, 在预拉伸实验中, 通过 INSTRON 33645 万能拉伸试验机进行预拉伸实验, 得出应力-应变关系, 发现一定范围内, 拉伸应力随拉伸量的变化呈近似线性, 并由此测得硅胶膜片的弹性模量。实验中通过传感器采集的拉伸量和拉伸力数值, 结合硅胶片应力-应变关系来确定动态张应力和张应变数值。而真实血管材料特性表现为黏弹性、各向异性, 其本构关系通常采用应变能密度函数来反映应力-应变关系^[23]。因此, 在精密分析硅胶膜片力学响应的后续实验中, 需建立与真实血管壁更加近似的数学模型来描述变形

材料的应力-应变关系。

(4) 由于弹性基底(硅胶膜片)与血管的本构差异,故本实验装置采用应力与应变两种模式。在两种模式下,控制的参数分别为应力或应变,可根据实验需要分别选择不同的模式。但是为了构建更接近血管的应力环境,今后研究中还需探索更接近人体血管的材料作为弹性基底。

4 结语

本文设计的血管内皮细胞体外动态培养装置能够达到预定的设计目标。该装置能提供一个更接近人体生理条件的血液动力学环境,包括切应力、正应力和张应力3种应力的共同作用,并提供多参数、可控制的实验条件,为研究血流动力学因素对人体生理病理等影响提供了实验平台,为深入探索血管内膜损伤机制提供了更理想的实验环境和手段。

参考文献:

- [1] SHANTHI M, PEKKA P, NORRVING, B. Global atlas on cardiovascular disease prevention and control [R]. Geneva: WHO, 2011.
- [2] 杨永宗. 动脉粥样硬化性心血管病基础与临床[M]. 北京: 科学出版社, 2009.
- [3] 杨乾, 丁皓, 兰海莲, 等. 一种血管张应力体外加载装置的实验研究[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 107-111.
YANG Q, DING H, LAN HL, *et al.* Experimental study on an *in vitro* vascular tensile stress loading device [J]. J Med Biomech, 2016, 31(2): 107-111.
- [4] 白帆, 刘有军, 谢进生, 等. 血流动力学的医学应用与发展[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 677-683.
BAI F, LIU YJ, XIE JS, *et al.* Recent development and application of hemodynamics [J]. J Med Biomech, 2013, 28(6): 677-683.
- [5] 任长辉, 刘肖, 康红艳, 等. 剪切力条件下血管内皮细胞与平滑肌细胞的相互作用[J]. 医用生物力学, 2015, 30(2): 185-191.
REN CH, LIU X, KANG HY, *et al.* Interactions between vascular endothelial cells and smooth muscle cells under shear stress [J]. J Med Biomech, 2015, 30(2): 185-191.
- [6] 成敏, 尹青令, 崔晓栋, 等. 流体剪切应力对晚期内皮祖细胞生物学功能的影响[J]. 医用生物力学, 2014, 29(1): 60-65.
CHENG M, YIN QL, CUI XD, *et al.* Effects of shear stress on late endothelial progenitor cell functions [J]. J Med Bio-
- mech, 2014, 29(1): 60-65.
- [7] JOHNSON BD, MATHER KJ, WALLACE JP. Mechano-transduction of shear in the endothelium: Basic studies and clinical implications [J]. Vasc Med, 2011, 16(5): 365-377.
- [8] EGGINTON S. *In vivo* shear stress response [J]. Biochem Soc Trans, 2011, 39(6): 1633-1638.
- [9] WU F, MATSUOKA Y, MATTSON MP, *et al.* The clathrin assembly protein AP180 regulates the generation of amyloid- β peptide [J]. Biochem Biophys Res Commun, 2009, 358(1): 247-250.
- [10] RENEMAN RS, ARTS T, HOEKS AP. Wall shear stress: An important determinant of endothelial cell function and structure in the arterial system *in vivo* [J]. J Vasc Res, 2006, 43(2): 251-269.
- [11] CUNNINGHAM KS, GOTLIEB AI. The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis [J]. Lab Invest, 2005, 85(1): 9-23.
- [12] DUAN C, BAUCHAT JR, HSIEH T. Phosphatidylinositol 3-kinase is required for insulin-like growth factor-i-induced vascular smooth muscle cell proliferation and migration [J]. Circ Res, 2000, 86(3): 15-23.
- [13] 姜晓华, 姚庆莘, 姜隽, 等. 切应力与血管平滑肌细胞对内皮细胞增殖的影响及 TGF β 1 与 p-Akt 信号通路在其中的作用 [J]. 医用生物力学, 2010, 25(5): 316-320.
JIANG XH, YAO QP, JIANG J, *et al.* Shear stress and vascular smooth muscle cells modulate the proliferation of endothelial cells via TGF β 1 and p-Akt pathways [J]. J Med Biomech, 2010, 25(5): 316-320.
- [14] FRANGOS JA, ESKIN SG, MCINTIRE LV, *et al.* Flow effects on prostacyclin production by cultured human endothelial cells [J]. Science, 1985, 227(4693): 1477-1479.
- [15] 唐婉容. 平行平板流动腔的研究进展[J]. 口腔材料器械杂志, 2012, 21(2): 96-97.
- [16] 柳兆荣, 何烽, 徐刚, 等. 动脉管壁切应力的确定[J]. 中国科学 A 辑, 2001, 31(7): 651-660.
- [17] 徐刚, 覃开蓉, 柳兆荣. 平行平板流动腔脉动流切应力的计算[J]. 力学季刊, 2000, 21(1): 45-51.
- [18] 沈力行, 丁皓, 莫国民, 等. 内皮细胞应力测试装置[J]. 医用生物力学, 2003, 18(4): 229-233.
SHEN LX, DING H, MO GM, *et al.* A testing apparatus for endothelial cells' stress [J]. J Med Biomech, 2003, 18(4): 229-233.
- [19] 冯元楨. 生物力学: 活组织的力学特性[M]. 长沙: 湖南科技出版社, 1986.
- [20] HAN HC, FUNG YC. Direct measurement of transverse residual strains in aorta [J]. Am J Physiol, 1996, 270(2 Pt 2): 750-759.
- [21] 刘宝玉, 柳兆荣. 血管残余应力的一种确定方法[J]. 力学季刊, 2003, 24(2): 157-165.

- [22] 何凡, 李晓阳. 模拟正常动脉壁残余应变和应力的数值研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(4): 567-572.
- [23] HOLZAPFEL GA. Arterial tissue in health and disease: Experimental data, collagen-based modeling and simulation, including aortic dissection [M]//Biomechanical Modelling at the Molecular, Cellular and Tissue Levels. Viena: Springer, 2009: 259-344.
- [24] 马信龙, 李爽, 付鑫, 等. 硅橡胶膜细胞载体的应力分析及生物相容性[J]. 医用生物力学, 2011, 26(5): 426-431. MA XL, LI S, FU X, et al. Stress analysis and biocompatibility research on a cell carrier with silicone rubber membrane [J]. J Med Biomech, 2011, 26(5): 426-431.
- [25] QIN KR, XU Z, WU H, et al. Synergy of wall shear stress and circumferential stress in straight arteries [J]. J Hydrodyn, 2005, 17(6): 752-757.
- [26] 朱立新, 许小亮, 耿小平, 等. 血管的周向应力计算及其应用[J]. 医用生物力学, 2004, 19(3): 160-165. ZHU LX, XU XL, GENG XP, et al. Circumferential stress on blood vessel and its application [J]. J Med Biomech, 2004, 19(3): 160-165.
- [27] 李晓琴, 付天翔, 石悦, 等. 基于拉伸压破试验的人体升主动脉内膜力学特性[J]. 北京工业大学学报, 2017, 43(7): 1073-1078.
- [28] 王树志, 李晓阳, 李坤. 人体主动脉弓周向应力的非线性数值模型研究[J]. 医用生物力学, 2011, 26(1): 43-50. WANG SZ, LI XY, LI K. Nonlinear numerical model analysis of circumferential stress on human aortic arch [J]. J Med Biomech, 2011, 26(1): 43-50.
- [29] 陆清声, 陆建平. 正常人降主动脉壁及髂总动脉壁周向张力及平均应力分析[J]. 中国现代普通外科进展, 1999, 2(4): 13-15.

· 致读者 ·

关于论著文稿中中、英文摘要的书写要求

文摘是以提供文献内容梗概为目的,不加评价和解释,简明确切地记述文献重要内容的短文。摘要应具有自明性和独立性,并拥有与一次文献同等量的主要信息。即不阅读全文就能获得必要的信息。它的详简程度取决于文献的内容,通常中文文摘以不超过 400 字为宜。应以第 3 人称的语气书写。不要使用“本人”、“作者”、“我们”等作为陈述的主语。

摘要的内容应包括 4 个要素,即目的、方法、结果、结论。(1)目的:指研究的前提和缘起,即为什么要作此项研究,可以有简单的背景材料。(2)方法:指研究所用的原理、对象、观察和实验的具体方法等。(3)结果:指研究的结果、效果、数据等,着重反映创新性的、切实可行的成果,包括本组研究中的重要数据。(4)结论:指对结果进行综合分析,逻辑推理得出的判断。有的可指出实用价值和推广价值;如有特殊例外的发现或难以解决的问题,可以提出留待今后深入探讨。英文摘要的内容与中文摘要的内容要求大体一致。

英文摘要要求做到语法正确,用词准确,与中文摘要对应,方法、结果可略详于中文摘要。

本刊编辑部