

文章编号:1004-7220(2020)03-0311-08

壁冠状动脉周向应力体外加载装置的研制

丁皓^{1,2}, 刘雨佳², 张迎², 刘浩宇², 阚梦菲², 庄逸², 杨戈尔¹, 吕杰¹
(1. 上海健康医学院 医疗器械学院, 上海 201318; 2. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

摘要:目的 设计并研制壁冠状动脉周向应力体外模拟装置,实现不同程度心肌桥压迫下壁冠状动脉周向应力的体外加载。**方法** 利用心肌桥冠状动脉血液动力学体外模拟装置,实现壁冠状动脉周向应力的体外测量。依托上述实验数据,实现不同程度心肌桥压迫下壁冠状动脉周向应力的体外加载。**结果** 通过体外测量实验发现,壁冠状动脉近心段周向应力最大值、平均值以及波动值都会随着心肌桥压迫程度的增加而显著增大。通过壁冠状动脉周向应力的体外加载实验,验证加载波形与周向应力体外测量实验波形基本吻合。**结论** 该装置可以实现壁冠状动脉周向应力的体外加载,为探究壁冠状动脉近端血液动力学异常对动脉粥样硬化产生及斑块破裂的影响,提供一个尽量接近在体环境、多种参数可调控的体外模拟平台。

关键词:壁冠状动脉; 体外加载; 周向应力; 动脉粥样硬化

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.03.008

Development of an *in vitro* Loading Device for Circumferential Stress of Mural Coronary Arteries

DING Hao^{1,2}, LIU Yuja², ZHANG Ying², LIU Haoyu², KAN Mengfei², ZHUANG Yi², YANG Geer¹, LÜ Jie¹

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

Abstract: Objective To design and develop an *in vitro* simulation device for circumferential stress of mural coronary artery, so as to achieve the *in vitro* loading of mural circumferential stress under coronary myocardial bridge oppression with different degrees. **Methods** Using the *in vitro* simulation device for myocardial bridge coronary artery hemodynamics, the *in vitro* measurement of mural circumferential stress was achieved. Based on the experimental data, the *in vitro* loading of mural circumferential stress under coronary myocardial bridge oppression with different degrees was achieved. **Results** The *in vitro* measurement experiment showed that the maximum, average and fluctuation of circumferential stress at proximal end of mural coronary artery would increase significantly with the increase in the degree of myocardial bridge oppression. The *in vitro* loading experiment of mural circumferential stress verified that the loading waveform coincided basically with the experimental waveform from *in vitro* measurement. **Conclusions** The device could realize the *in vitro* loading of mural circumferential stress, which provided an *in vitro* simulation platform which was as close as possible to the *in vivo* environment, so as to explore the influence from hemodynamic abnormality of proximal mural coronary artery on the occurrence of atherosclerosis and plaque rupture.

Key words: mural coronary artery; *in vitro* loading; circumferential stress; atherosclerosis

收稿日期:2020-01-23; 修回日期:2020-02-25

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

研究表明,心肌桥的存在可能导致壁冠状动脉管腔狭窄、血管阻塞,从而引发心肌缺血、心律失常、甚至心肌梗死等^[1],同时会使壁冠状动脉血液动力学环境发生变化,而血液动力学对动脉粥样硬化病变具有至关重要的影响^[2-3]。

人体内部血液动力学环境包括切应力、正应力和周向应力等力学刺激,是血管结构与功能变化的重要调节因素^[4-6]。细胞的形态、结构、功能和基因表达等将会随着力学刺激而发生变化^[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]。Cheng等^[14]通过分析24个冠状动脉病变的应力分布发现,在斑块破裂致死病灶中有58%破裂发生在最大周向应力区域。易损斑块稳定性与其所承受的周向应力具有高度相关性,斑块破裂区周向应力的波动值远超过稳定斑块。Richardson等^[15]研究发现,斑块破裂发生在斑块两肩的概率更大,斑块两肩的周向应力显著增加。周向应力及其波动值增加很可能是导致斑块破裂以及血栓形成重要的因素。因此,分析壁冠状动脉周向应力对研究冠状动脉粥样硬化斑块破裂机理具有重要的临床意义。

目前,有关心肌桥引起的壁冠状动脉周向应力异常对动脉粥样硬化病变的影响还鲜有报道。由于心肌桥结构的特殊性、不同个体心肌桥状况的差异性以及技术本身的局限性,临床手段很难满足临床研究系统性和全面性的要求。而在目前绝大多数体外模拟平台中,能提供的血液动力学参数还比较简单,与在体的力学环境相差较远。

针对上述问题,本课题组研制一种壁冠状动脉周向应力体外加载装置,使该装置能够更加接近人体内部血液动力学环境,装置内环境同时存在正应力、切应力以及周向应力3种应力共同作用,实现壁冠状动脉周向应力的体外加载。

1 装置设计与原理

1.1 装置设计

1.1.1 装置功能设计 装置的主要功能包括:

① 实现壁冠状动脉周向应力的加载。用弹性基底膜片的拉伸模拟血管周向应力的加载,在进行体外细胞实验时,膜片能将应力作用传递给贴壁生长的

细胞,实现细胞应力的加载。② 能模拟切应力、正应力和周向应力共同作用的血液动力学环境。血流对血管壁存在的3种力学刺激信号共同作用于在体细胞上,装置设置不同的研究模式,既可以研究单因素条件变化对血管壁细胞的影响,也具有研究3种应力同时作用的功能。③ 提供多种实验参数可调、可控的实验条件。由于在体和动物研究的复杂性和参数难以调控的局限性,壁冠状动脉血液动力学异常对冠状动脉粥样硬化病变的影响很难实现大规模、系统的临床试验。因此,本装置基于体外模拟装置的发展,设置多参数、可调控的模式,模拟壁冠状动脉血流动力学异常情况下复杂血流动力学环境对冠状动脉粥样硬化及斑块稳定性的影响。

1.2.1 装置结构设计 基于上述功能要求,对装置的机械结构进行设计。装置的主要机械结构部分置于1个恒温箱中,通过恒温箱的温控系统来实现系统的温度调节。恒温箱内主要机械结构如图1所示。

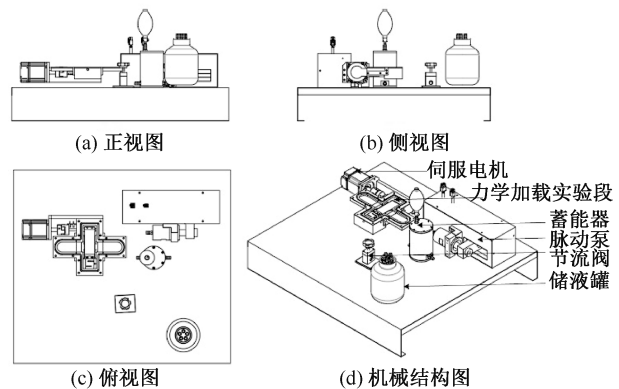


图1 装置机械结构三视图

Fig.1 Device mechanical structure three views (a) Front view, (b) Side view, (c) Vertical view, (d) Mechanical drawing

(1) 储液罐:是用于储存液体,维持装置工作时整个系统的液体循环。

(2) 脉动泵:模拟心脏泵血系统。血流从脉动泵流出,由脉动泵为整个循环系统提供稳定的脉动流环境,主要由电机、丝杆、柱塞泵和光电传感器组成。脉动泵工作时,由电机通过丝杆带动柱塞泵往复运动构成泵血的动力系统。通过调整电机1个正反转周期的时间来调整脉动泵的频率,泵血量可以通过脉动泵的行程来控制。

(3) 蓄能器:从脉动泵出来的液体再经由蓄能器,蓄能器用于储能和模拟动脉弹性腔。

(4) 力学加载实验段:是整个加载装置机械部分的核心,主要由伺服电机、联轴器以及平行平板流动腔构成。平行平板流动腔呈“十”字形状,上部有透明有机玻璃材料密封,使腔体密封的同时,便于实验观察。平行平板流动腔主要由平行平板流动腔室、灌流系统、观测系统3个模块组成^[16],本文以硅胶片作为弹性基底材料,通过伺服电机带动联轴在硅胶片上施加周向应力。腔室水平方向是液体流动方向,垂直方向即为周向应力加载方向。垂直方向的弹性基底膜片一端固定在腔室基座上,另一端通过固定在滚轴上,滚轴与联轴器相连,伺服电机通过带动联轴来拉伸弹性基底膜片。在体外细胞实验中,周向应力可以通过弹性膜传递给细胞,从而研究不同周向应力对细胞生长的影响(见图2)。

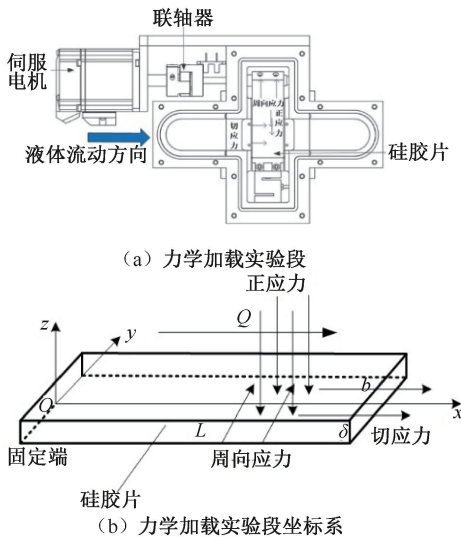


图2 力学加载实验段结构

Fig.2 Structure diagram of mechanical loading section

(a) Mechanical loading section, (b) Coordinate of mechanical loading section

(5) 节流阀:模拟血流最后由节流阀流回储液器。节流阀是模拟毛细血管外周阻力。

(6) 传感器与编码器:系统的数据采集部分由压力传感器、压差传感器和拉力传感器组成,压力传感器。压力传感器(型号 MC20WA,精度 0.25%)可测量平行平板腔液体流入口的液体压力,压差传

感器与入口处压力传感器联合使用,可以测出液体流出口的液体压力。拉力传感器采用的是 S 型拉力传感器(型号 DYLY-104,精度 0.05%),拉力传感器可以监测电机拉伸弹性基底膜片时的力。光电编码器:实验过程中,电动机运行时,通过光电编码器采集和传输实时数据,形成闭环反馈,确保电机转动的精度。同时,光电编码器可以用于计算弹性基底膜的应变量和拉伸弹性基底膜片以后的置零操作。

1.2 装置原理

1.2.1 周向应力加载 硅胶片一端通过心轴固定在基座上,另一端固定在滚轮上,滚轮通过联轴器与伺服电机相连,伺服电机带动滚轮转动从而拉伸硅胶片,模拟血管壁的周向应力的加载。伺服电机的运动则通过主控芯片和电机驱动器来调控。可由发出的脉冲个数可以准确计算步进电机的角位移,确定硅胶膜的拉伸量,进而确定硅胶膜片上的应力。基座端设置有 S 型拉力传感器。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。同时,在实验之前应进行预拉伸,确定硅胶膜的力学性质。

1.2.2 切应力-正应力调控 切应力-正应力的调控则是电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。正应力则通过节流阀结合压力传感器测得数据来控制调节。脉动流产生的正应力可以通过压力传感器实时测量,但是切应力需要通过计算得出。

目前已有许多关于平行平板腔内液体的流动和受力情况的研究,柳兆荣等^[17-18]对此做了深入研究,推算出定常流条件下腔体底部切应力的准确表达式。本装置则是通过该计算方法来确定体外培养的内皮细胞所受的切应力。假设流量传感器测得瞬时流量为 $Q(t)$,平板腔腔室长度为 L ,宽度为 b ,弹性基底与透明盖板之间的高度为 δ ,液体密度为 ρ ,液体动力黏度为 μ ,时间为 t 。在 Womersley 数 $\alpha < 1$ 时,由黏性流体运动微分方程和牛顿内摩擦定律推导出平板腔内腔体底部的切应力:

$$\tau = \frac{6\mu}{b\delta^2}Q(t) \quad (1)$$

式中: $z = -\frac{\delta}{2}$, $\alpha = \delta\sqrt{\frac{\rho\omega}{\mu}}$ 。

2 壁冠状动脉周向应力的体外测量

采用本课题组研制的心肌桥冠状动脉血液动力学体外模拟装置作为心肌桥冠状动脉周向应力测量的实验平台,结合该装置接近人体生理

条件血液动力学环境以及多参数可调控的特征,进行不同程度心肌桥压迫冠状动脉的体外模拟实验,实现壁冠状动脉周向应力的体外测量。该装置的仿真性、可靠性已经有实验进行测评与验证^[19]。

本实验设置4种不同的压迫程度,分别为0%、50%、80%、100%,按照装置的操作,对应观察并记录4种不同压迫状况下心肌桥冠状动脉的血流动力学参数及波形(见图3)。

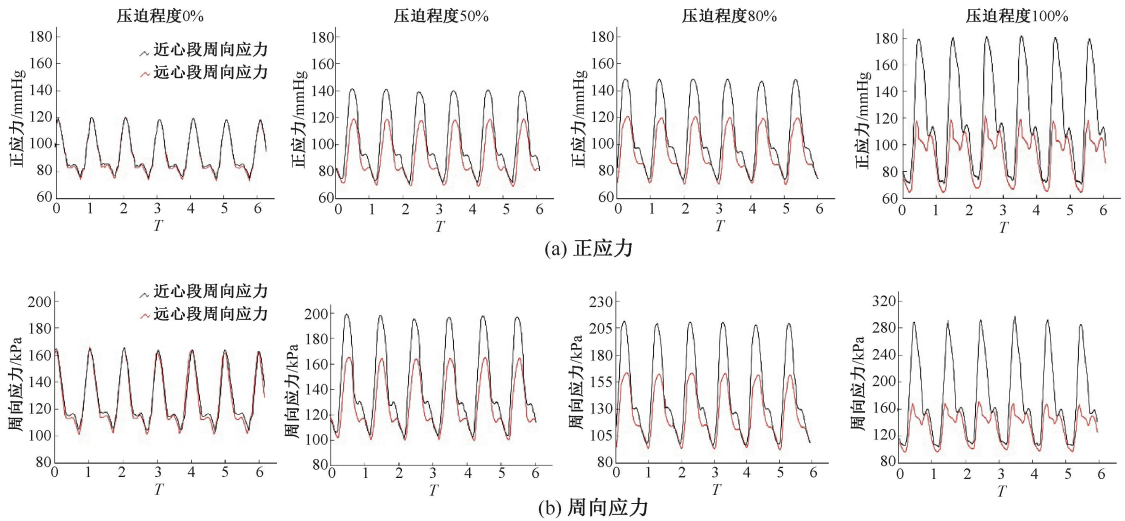


图3 壁冠状动脉周向应力体外测量实验结果

Fig.3 Results of *in vitro* measurement of circumferential stress in mural coronary arteries (a) positive stress, (b) circumferential stress

压迫程度为0%时,近心段:舒张压76 mmHg (1 mmHg=1.013 kPa),收缩压120 mmHg;远心段:舒张压74 mmHg,收缩压119 mmHg。此时对应的近心段周向应力最大为166.5 kPa,最小为103 kPa;远心段周向应力最大为164 kPa,最小为100.4 kPa。

压迫程度为50%时,近心段:舒张压74 mmHg,收缩压141 mmHg;远心段:舒张压72 mmHg,收缩压120 mmHg。此时对应的近心段周向应力最大为199.65 kPa,最小为100.4 kPa;远心段周向应力最大为166.5 kPa,最小为97.45 kPa。

压迫程度为80%时,近心段:舒张压72 mmHg,收缩压148 mmHg;远心段:舒张压70 mmHg,收缩压121 mmHg。此时对应的近心段周向应力最大为212.7 kPa,最小为97.45 kPa;远心段周向应力最大为167.02 kPa,最小为94.66 kPa。

压迫程度为100%时,近心段:舒张压71 mmHg,

收缩压180 mmHg;远心段:舒张压64 mmHg,收缩压121 mmHg。此时对应的近心段周向应力最大为295.7 kPa,最小为94.66 kPa;远心段周向应力最大为167.02 kPa,最小为86.29 kPa。

3 壁冠状动脉周向应力加载

3.1 预拉伸实验

血管作为一种真实的人体结构,力学性质和结构比较复杂。硅胶片以其与机体相容性好、弹性性质稳定等优势已经被广泛用于细胞基底加载试验中^[20],故本文采用硅胶片作为弹性基底材料。在实验前需要对硅胶膜片进行预拉伸实验,分析硅胶膜片的力学性质。

实验中硅胶膜片采用的是美国杜邦公司产品,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。

预拉伸实验 1:将硅胶膜片从无载荷状态下拉伸到断裂状态,经过多组实验测得硅胶膜片所能承受的最大应力为 1.37 MPa,最大载荷为 34 N。

预拉伸实验 2:设置多组拉伸率对硅胶片进行拉伸,范围 1%~40%。实验数据如表 1 所示,根据实验测得硅胶膜片弹性力学性质如下:弹性模量为 2.42 MPa,泊松比为 0.49。同时,在进行硅胶膜片的拉伸试验过程中,发现硅胶膜片的应力、应变关系是近似线性的(见图 4),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。

表 1 硅胶片预拉伸实验数据($n=5$)

Tab.1 Pre-tensile experimental data of silicone sheet

拉伸率/%	拉伸量/mm	载荷/N	拉伸应力/MPa
5	3.5	3.578 6±0.015	0.131 1±0.013
10	7.0	5.940 2±0.011	0.223 0±0.014
15	10.5	7.836 2±0.021	0.343 5±0.018
20	14.0	9.572 6±0.014	0.372 4±0.023
25	17.5	11.358 7±0.021	0.476 5±0.026
30	21.0	13.128 0±0.017	0.527 9±0.039
35	24.5	15.227 4±0.035	0.660 1±0.019
40	28.0	18.965 4±0.038	0.669 4±0.035

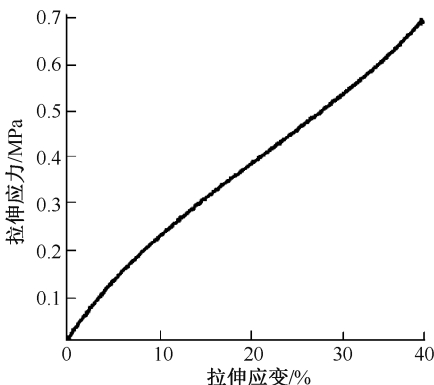


图 4 应力-应变曲线

Fig.4 Stress-strain curve

3.2 加载实验

结合硅胶膜片的预拉伸试验,通过确定硅胶膜片的拉伸量来确定硅胶膜片上的应力。在壁冠状动脉周向应力加载的过程中,根据应力-应变对应关系确定伺服电机的位移角。伺服电机可以将电压信号转化为转矩和转速,实现硅胶膜片的应力加

载。电机控制过程中,通过软件编程实现控制器(本文采用的是单片机)对伺服驱动器的控制。控制器发射脉冲给交流伺服驱动器,交流伺服驱动器控制伺服电机按照一定的速度运转,由电机尾部的光电编码器将速度信息等反馈给驱动器,驱动器将反馈值与目标值相比较之后再次控制电机转子的转动,由此形成闭环控制,实现电机旋转角度和转动速度的高精度控制。

基于以上设计,对该装置的功能进行验证。对应壁冠状动脉周向应力体外测量实验,设置相同实验条件下的 4 组壁冠状动脉周向应力体外加载实验,并将实验数据和波形进行记录和分析(见图 5),左侧为壁冠状动脉周向应力体外测量实验波形,中间为壁冠状动脉周向应力体外加载实验波形,右侧为上位机的显示。

实验 1:选择档位为 0% 进行实验,观察并记录波形。周向应力加载实验中,最大值为 0.16 MPa,最小值 0.101 MPa;对比体外测量实验波形,最大值为 165.5 kPa,最小值为 103 kPa。

实验 2:选择档位为 50% 进行实验,观察并记录波形。周向应力加载实验中,最大值为 0.2 MPa,最小值为 0.1 MPa;对比体外测量实验波形,最大值为 199.65 kPa,最小值为 100.4 kPa。

实验 3:选择档位为 80% 进行实验,观察并记录波形。周向应力加载实验中,最大值为 0.22 MPa,最小值为 0.09 MPa;对比体外测量实验波形,最大值为 212.7 kPa,最小值为 97.5 kPa。

实验 4:选择档位为 100% 进行实验,观察并记录波形。周向应力加载实验中,最大值为 0.305 MPa,最小值为 0.09 MPa;对比体外测量实验波形,最大值为 295.7 kPa,最小值为 94.66 kPa。

综合实验数据可知,壁冠状动脉周向应力体外加载装置对不同程度心肌桥压迫状态下的壁冠状动脉周向应力进行加载的结果与体外测量实验结果在误差允许的范围内基本一致,并对两次实验波形进行观察对比,显示波形基本吻合。

4 讨论与结论

本文基于心肌桥冠状动脉血液动力学体外模拟装置,完成壁冠状动脉周向应力的测量(不同心肌桥压迫下),通过体外测量实验发现:壁冠状动脉

近心段周向应力最大值、平均值以及波动值都会随着心肌桥压迫程度的增加而显著增大。依托上述实验数据研制壁冠状动脉周向应力体外加载装置,并结合电机控制理论完成壁冠状动脉周向应力的体外加载,旨在研制出更贴近人体生理状况的体外

加载装置,为探究心肌桥压迫引起的壁冠状动脉周向应力异常对冠状动脉粥样硬化及斑块破裂的影响提供更加理想的体外实验平台。但依然有以下几个问题有待深入研究:

(1) 冠状动脉属于典型的生物软组织类材料,

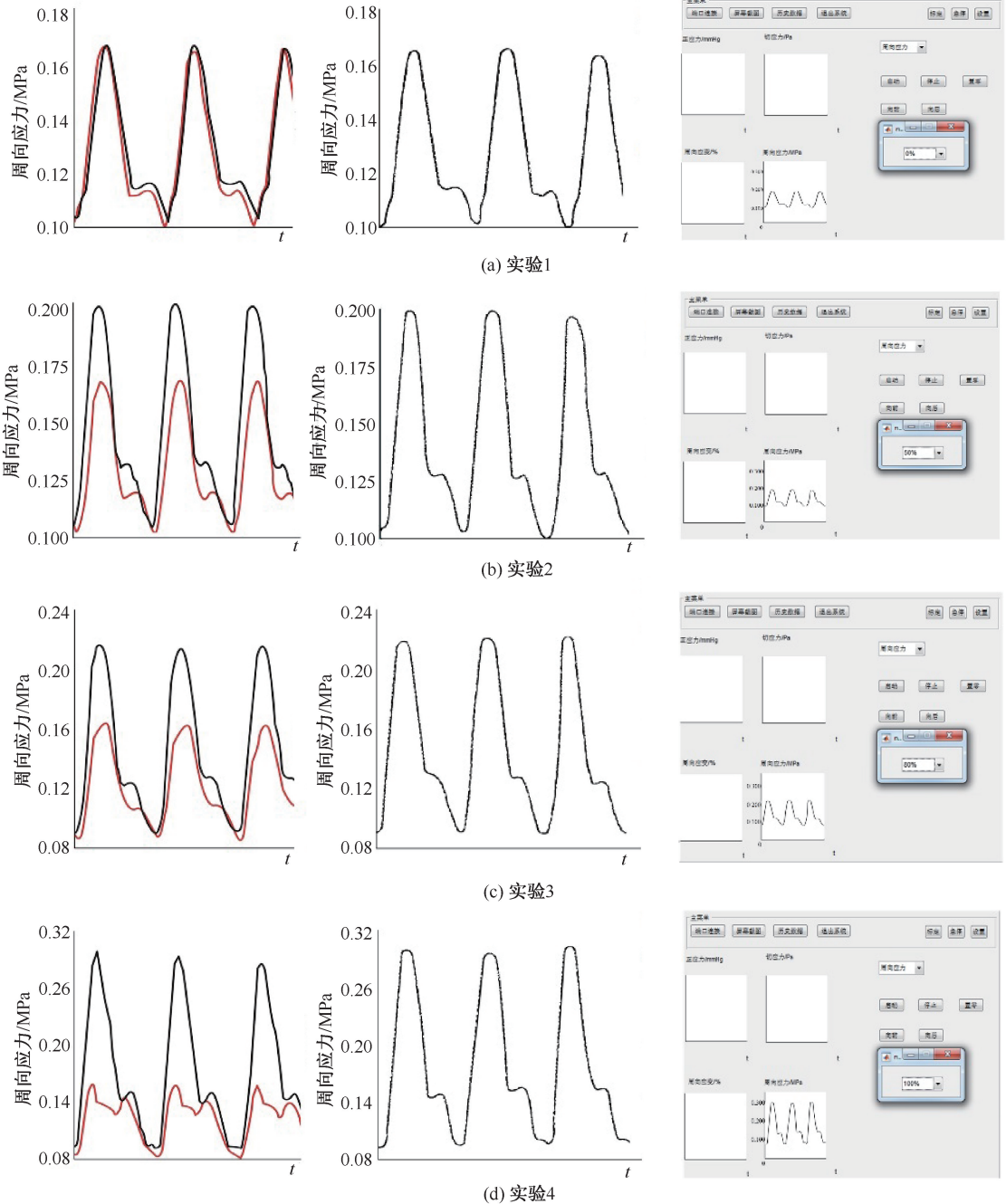


图5 壁冠状动脉周向应力加载实验结果对比

Fig.5 Comparison of experimental results for circumferential stress loading in mural coronary arteries

(a) Experiment 1, (b) Experiment 2, (c) Experiment 3, (d) Experiment 4

其本构特性非常复杂,表现为黏弹性、各向异性,应力-应变关系具有非线性和滞后性^[21]。本文壁冠状动脉周向应力体外测量实验中选用的硅胶管,周向应力加载中选用的是硅胶膜片。硅胶材质虽以其特有的优势广泛被用于体外模拟实验中,但是实际上硅胶材料的本构特性与人体血管还是存在很大的差异。因此,为了提高体外模拟实验的准确性和可靠性,还需要继续探索更接近人体血管的材料作为弹性基底。

(2) Fung 等^[22]通过实验发现了血管残余应力的存在,将血管零应力状态用张开角来描述,即血管壁在无载荷状态下周向应力并不为零。有研究表明,残余应力的存在对于体外模拟研究中弹性基底应力有不同程度的影响。因此,在对周向应力进行体外测量实验和体外加载实验时,考虑残余应力的影响非常重要。

(3) 根据多次调试发现,本文选择伺服电机作为将电信号转化为位移变化的执行元件已能够满足基本的需求。但是装置长时间用于体外模拟,容易有损耗,尽管该电机具有快速定位、精度高的特点,但是在高速运转中仍可能会有损耗。因此,后续研究中可以通过优化算法结构来提高精度和准确度,或者更换功能更好的电机,提高机械装置的使用寿命。同时,体外加载装置的仿真能力可能会受到材料和工艺的影响,更贴近体内环境的材料和精湛的工艺技术也是未来提高体外模拟装置仿真能力的关键。

参考文献:

[1] SMITH SC, TABER MT, ROBIOLIO PA, et al. Acute myocardial infarction caused by a myocardial bridge treated with intracoronary stenting [J]. *Cathe Cardiovasc Diagn*, 1997, 42(2): 209-212.

[2] 丁皓, 杨琳, 兰海莲, 等. 壁冠状动脉血流动力学体外模拟 [J]. *医用生物力学*, 2014, 29(5): 432-439.

DING H, YANG L, LAN HL, et al. *In vitro* simulation on haemodynamics of mural coronary artery [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 432-439.

[3] 刘有军, 乔爱科, 丁金立. 血液动力学及其医学应用 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(5): 475-480.

LIU YJ, QIAO AK, DING JL. Hemodynamics and its medical application [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(5): 475-480.

[4] 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.

[5] 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.

[6] 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.

[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 APG. Wall shear stress: An important determinant of endothelial cell function and structure in the arterial system *in vivo*. Discrepancy with theory [J]. *J Vasc Res*, 2006, 43(3): 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, 姚庆革, 姜隽, 等. 切应力与血管平滑肌细胞对上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] CHENG GC, LOREE HM, KAMM RD, et al. Distribution of circumferential stress in ruptured and stable atherosclerotic lesions. A structural analysis with histopathological correla-

- tion[J]. *Circulation*, 1993, 87(4): 1179-1187.
- [15] RICHARDSON PD, DAVIES MJ, BORN GVR. Influence of plaque configuration and stress distribution on fissuring of coronary atherosclerotic plaques [J]. *Lancet*, 1989, 2(8669): 941-944.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] 丁皓. 心肌桥冠状动脉血液动力学数值模拟与体外模拟装置研制[D]. 上海: 复旦大学, 2010.
- [20] 李进卫. 特种橡胶的性能特点及其应用[J]. *化学工业*, 2014, 32(9): 38-43.
- [21] HOLZAPFEL GA. Biomechanical modelling at the molecular, cellular and tissue levels [M]. New York: Springer, 2009: 259-344.
- [22] FUNG YC, COWIN SC. Biomechanics: Motion, flow, stress, and growth [J]. *Q Rev Biol*, 1991, 60(2): 567.

· 致读者 ·

论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见山、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx水平”或“填补xx空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过250字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体质量、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有 P 值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。