

文章编号:1004-7220(2014)05-0432-08

壁冠状动脉血流动力学体外模拟

丁皓^{1,2}, 杨琳^{3a}, 兰海莲², 尚昆^{1,2}, 张书宁^{3b}, 孙爱军^{3b}, 王克强^{3b}, 沈力行^{1,2}, 葛均波^{3b}

(1. 上海医疗器械高等专科学校 医疗器械工程系, 上海 200093; 2. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093;

3. 复旦大学 a. 附属眼耳鼻喉科医院, 实验中心, 上海 200031; b. 附属中山医院, 上海市心血管病研究所, 上海 200032)

摘要: **目的** 研究心肌桥压迫对壁冠状动脉内血流、正压力、周向应力、切应力的影响。**方法** 对原有的壁冠状动脉模拟装置进行较大改进,使其测量的血流动力学参数从单一应力(正应力)扩展到多种应力,以便更全面准确地模拟在正压力、周向应力、切应力共同作用下的真实血流动力学环境,从而综合考虑在多种应力共同作用下血流动力学规律与壁冠状动脉粥样硬化之间的关联。**结果** 壁冠状动脉模拟装置实验结果表明,应力的异常主要位于壁冠状动脉近端,随着心肌桥压迫程度加剧,近端的应力平均值与波动值明显增大,正应力平均值升高 27.8%,波动值升高 139%。**结论** 心肌桥压迫造成壁冠状动脉近端血流动力学发生异常,对认识冠脉粥样硬化发病的血流动力学机理具有重要意义,对于心肌桥的病理影响及治疗具有潜在的临床价值。

关键词: 心肌桥; 壁冠状动脉; 动脉粥样硬化; 血流动力学; 模拟装置

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

In vitro simulation on hemodynamics of mural coronary artery

DING Hao^{1,2}, YANG Lin^{3a}, LAN Hai-lian², SHANG Kun^{1,2}, ZHANG Shu-ning^{3b}, SUN Ai-jun^{3b}, WANG Ke-qiang^{3b}, SHEN Li-xing^{1,2}, GE Jun-bo⁴ (1. *Shanghai Medical Instrumentation College, Shanghai 200093, China*; 2. *School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*; 3. a. *Research Center, EYE & ENT Hospital*, b. *Shanghai Institute of Cardiovascular Diseases, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China*)

Abstract: Objective To study the effect of myocardial bridge oppression on blood flow, positive pressure, circumferential stress and shear stress of the coronary artery. **Methods** The original myocardial bridge simulative device was greatly improved to be able to measure multi-hemodynamic parameters, such as normal stress, circumferential stress and shear stress, so as to exactly simulate real blood dynamics environment with the common effect of several stresses, and comprehensively investigate the relationship between hemodynamics and atherosclerosis of mural coronary artery under the combined effects of several stresses. **Results** The results from the myocardial bridge simulative device indicated that the hemodynamic abnormalities were mainly located in the proximal end of mural coronary artery, and the mean and oscillation values of normal stress at the proximal end were increased by 27.8% and 139%, respectively, showing a significant increase with the intensification of myocardial bridge oppression. **Conclusions** It is myocardial oppression that causes the hemodynamic abnormality of proximal coronary artery, which is quite important for understanding the hemodynamic mechanism of coronary atherosclerotic diseases and valuable for studying pathological effects and treatments of the myocardial bridge in clinic.

Key words: Myocardial bridge; Mural coronary artery; Atherosclerosis; Hemodynamic; Simulative device

收稿日期:2013-11-07; 修回日期:2013-12-17

基金项目:国家重点基础研究发展(973)计划(2011CB503905), 上海理工大学国家级项目培育基金项目(13XGM08), 上海市教育委员会科研创新项目(13YZ148)。

通信作者:葛均波, 教授, 博士研究生导师, Tel: (021)64041990; E-mail: ge.junbo@zs-hospital.sh.cn。

心肌桥是覆盖在冠状动脉表面的心肌束,壁冠状动脉是被心肌桥覆盖的冠状动脉。研究表明,在一定条件下心肌桥可以使受其压迫的冠状动脉壁结构发生变化,局部血流动力学出现明显异常,并可导致不同程度心脏不良事件的发生。

现代医学技术的发展已经能够为临床观察和评价心肌桥导致的壁冠状动脉血流动力学改变提供一些手段,例如冠状动脉造影可以观察到心肌桥在收缩期的压迫状况^[1-2];腔内超声能够观察到在心动周期中壁冠状动脉截面积的变化以及管腔形态从圆形变成椭圆形的过程,特别是具有诊断值的特征性管壁结构“半月现象^[3]”;腔内多普勒频谱检查可以显示冠状动脉受压后各段血流速率的变化^[4]。这些新技术极大丰富了人们对心肌桥压迫冠状动脉临床意义的认识,但由于其本身固有的局限性以及心肌桥和壁冠状动脉形态的多样性,使临床观察和在体研究存在着一些不可避免的局限性。因此,目前对心肌桥导致壁冠状动脉血流动力学变化尚缺乏足够的认识^[5]。

在血管应力体外模拟方面,胡徐趣等^[6]利用超声多普勒等技术测量在体动脉的压力、流速、内径和平均管壁厚度等信息,通过计算获得在体动脉的周向应力和切应力波形;Naruse等^[7]利用应变腔系统模拟血管的拉伸应力环境;何凡等^[8]对正常动脉壁残余应变和应力进行数值模拟。上述研究为体外模拟正常血管受到的应力环境提供了条件。但是,心肌桥壁冠状动脉处于一种异常的应力环境中,故需要一种装置来模拟心肌桥压迫壁冠状动脉,采集正应力(即血压)、切应力和周向应力等相关参数,并可长时间保持、重复和控制实验条件;从而分析壁冠状动脉血流动力学环境的改变,以及这种改变与动脉粥样硬化病变之间的关系。此类模拟实验应当与临床研究和动物实验相互印证、互为补充。

1 设计模拟装置的方法

心肌桥冠状动脉血流动力学体外模拟装置,由模拟血液循环及参数测量模块、心肌桥模块组合而成。装置框图及实物图如图1所示。

1.1 模拟血液循环及参数测量模块

该模块是由动力系统、心泵系统、管道系统、测量系统等子系统组成的循环系统(见图2)。图中测

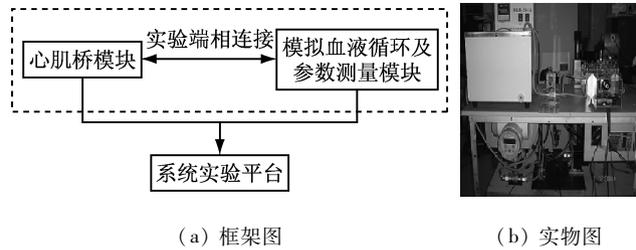


图1 壁冠状动脉血流动力学体外模拟装置
Fig.1 The mural coronary artery simulative device (a) Block diagram, (b) Picture

点1 放置近端压力传感器、温度传感器;测点1、2间放置压差传感器;测点3 放置流量传感器。通过对3个测点处传感器获取数据的分析,可获得包括正应力、周向应力与切应力在内的3项应力状态。在实验中,通过调整心泵的脉动频率,模拟不同的心率;通过调节负载A、B和蓄能器,调节外周阻力及顺应性的变化,并对流经实验管段的流量、压力及压力差进行实时监测。

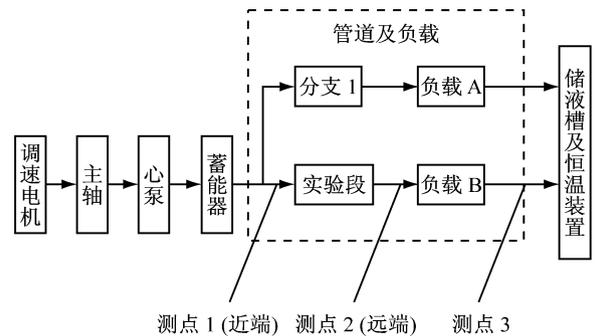


图2 模拟血液循环及参数测量模块框图
Fig.2 Block diagram of blood flow simulation and mural coronary artery-myocardial bridge module

1.2 心肌桥模块

该模块的主体是一密闭箱体——气压调节室。箱体内部装有圆管流动腔(硅胶管)和心肌桥压块。箱体有液体流入口和流出口,通过接口与血流动力学参数测试系统模块组合,即可为圆管流动腔提供接近在体的三维流场和相应的应力环境(正应力、切应力、周向应力)。心肌桥压块置于圆管流动腔的径向两侧,并由箱体外部的电机驱动,心肌桥压迫宽度的调节以及压迫程度的调节可分别通过更换不同尺寸的压块和驱动电机的行程来实现。箱体底部还有一气体流入口,气体经由外接的空气压缩机、储

气罐、比例压力阀通入箱体内部;储气罐用于稳定通入气体的压力,储气罐顶部放置压力传感器用以测量罐内压力,比例压力阀根据密闭室内气压的大小进行充气或排气。这一系列部件组成气体压力测控系统,实现弹性腔外部压力的调压、稳压、测压,从而达到调节周向应力的目的(见图3)。

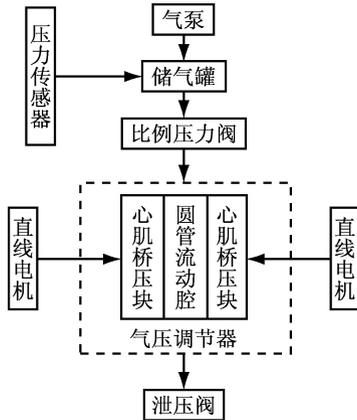


图3 心肌桥模块框图

Fig. 3 Block diagram of myocardial bridge module

心肌桥模块中,液体流入端设测点1测量近端压力,流出端设测点2测量远端压力,心肌桥压块位于模拟壁冠状动脉径向两侧,由电机驱动心肌桥压块按预设压迫程度沿导轨直线往复运动压迫模拟壁冠状动脉,可根据实验需要施加双侧或单侧压迫,根据压迫宽度的不同更换不同尺寸的压块(见图4)。

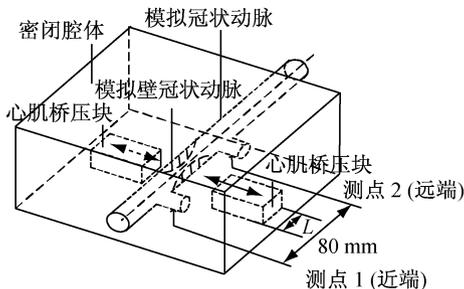


图4 心肌桥模块机械结构示意图

Fig. 4 Mechanical structure diagram of myocardial bridge module

1.3 正应力获得方法

近端正应力通过压力传感器(测点1)直接测得,而远端正应力通过测点1的压力传感器数值减去压差传感器(测点1、2间)数值获得。压力传感器型号MC20WA,精度等级0.25%;压差传感器型

号MC3351DP4E22B3,精度等级0.1%。

1.4 周向应力、切应力的计算方法

在实验中,模拟冠状动脉的有关参数是:内半径 $R_i = 2.165 \text{ mm}$,模拟血液密度 $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$,动力黏度 $\mu = 4 \text{ mPa} \cdot \text{s}$,心动周期 $T = 0.85 \text{ s}$ 。

1.4.1 周向应力的计算方法 血管周向应力 σ_θ 是沿管壁横断面切线方向的应力,主要与血管破裂有关。视血管为薄壁圆筒模型,则 σ_θ 计算公式为^[9]:

$$\sigma_\theta = \frac{r_0^2/r^2 + 1}{r_0^2/r_i^2 - 1} q_1 - \frac{1 + r_i^2/r^2}{1 - r_i^2/r_0^2} q_2 \quad (1)$$

式中: q_1 为管壁内压强, q_2 为管壁外压强; r_0 为加载后外半径, r_i 为加载后内半径, r 为加载后任意处半径。

由式(1)可知,为了计算血管周向应力 σ_θ ,需要确定外径 r_0 和内径 r_i ;但在心肌桥压迫实验中,弹性管的管径是随着压力波的变化而变化的,记加载后硅胶管内径和外径分别为 $r_i(t)$ 和 $r_0(t)$,管的初始内径和外径分别为 R_0 和 R_i ,由硅胶管的不可压特性可知^[10]:

$$\lambda_z \pi (r_0^2 - r_i^2) = \pi (R_0^2 - R_i^2) \quad (2)$$

则加载情况下硅胶管内径和外径的关系:

$$r_i(t) = f[r_0(t)] = \sqrt{r_0(t)^2 - \frac{1}{\lambda_z} (R_0^2 - R_i^2)} \quad (3)$$

式中: λ_z 为轴向伸长比,代入相关实验数据,联立式(1)和(3),可得周向应力的计算公式为:

$$\sigma_\theta = \frac{2r_0^2 - 1.1575}{1.1575} q_1 - \frac{r_0^2}{1.1575} q_2 \quad (4)$$

式中: q_1 可通过调节后负载确定,并由压力传感器测得; q_2 可通过空气压缩机和比例压力阀确定,并由压力传感器测得;管壁外径 r_0 变化情况可用平行光摄像机测得。据此可计算周向应力 σ_θ 的值,并确定周向应力的变化规律。

1.4.2 切应力的计算方法 至今直接测量圆管壁面切应力仍存在许多技术上的困难,因为这不仅要求圆管壁邻近速度梯度的检测具有相当高的空间分辨率,而且还必须是无损伤和实时连续测量。特别是在脉动流情况下,要求检测圆管壁面切应力在脉动周期内随时间的变化情况尤为困难。

柳兆荣等^[11]提出一种通过测量管轴上的液流速度计算圆管壁面切应力的方法。本文运用该方法

对实验装置中模拟冠状动脉近心端与远心端壁面切应力进行计算。

首先,利用超声多普勒测速仪检测模拟壁冠状动脉近心端、远心端液体在管轴 $y=0$ 上的血流速度 $V(0,t)$;其次,根据 $V(0,t)$ 计算管壁面切应力。

$$\bar{\tau}(y) = \frac{\mu}{R} V_0 y \quad (5)$$

$$\bar{\tau}(y,t) = \frac{\mu}{R} \cdot Re \left\{ \sum_{k=1}^N \frac{j^{3/2} a_k J_1(j^{3/2} a_k \cdot y)}{1 - J_0(j^{3/2} a_k)} V_k \cdot e^{jk\omega t} \right\} \quad (6)$$

$$\tau(y,t) = \frac{\mu}{R} V_0 y + \frac{\mu}{R} \cdot Re \left\{ \sum_{k=1}^N \frac{j^{3/2} a_k J_1(j^{3/2} a_k \cdot y)}{1 - J_0(j^{3/2} a_k)} V_k \cdot e^{jk\omega t} \right\} \quad (7)$$

根据式(5)~(7),可计算出圆管中相应的平均切应力(即定常切应力) $\bar{\tau}(y)$ 、脉动切应力 $\bar{\tau}(y,t)$ 和总的周期振荡切应力 $\tau(y,t)$ 。

2 模拟装置实验结果

2.1 左心室压力波形对比

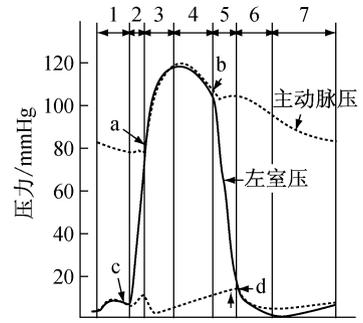
根据实验测量,心泵每搏输出量为 $2.8 \sim 19 \text{ mL}$,以最低心率 40 次/min 、最高心率 200 次/min 计算,实际装置所能提供的流量范围在 $0.11 \sim 3.9 \text{ L/min}$ 之间,比实验要求的 $0.25 \sim 1.25 \text{ L/min}$ 扩大了许多^[9,12]。图5所示为人体左心室压力波形与血流动力学模型压力波形的对比曲线,表明模拟装置的心泵压力波形曲线与人体左心室波形曲线^[13]较为吻合。

2.2 多普勒图形对比

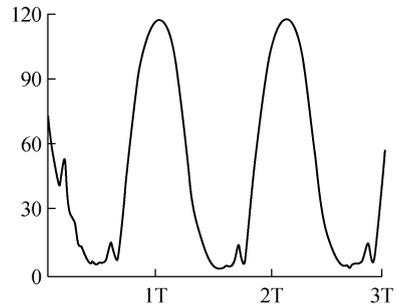
临床实测心肌桥病人多普勒图形以反映血液流速^[14]:舒张早期冠状动脉血流突然加速,形成一突出的峰,呈“指尖样现象”;舒张中期血流速度快速下降,随后下降速度减慢,构成舒张中晚期平台;当收缩期一开始,血流速度再次迅速下降。在模拟装置中壁冠状动脉的受压时,在其近心端的多普勒频谱形态,类似于临床上心肌桥病人冠状动脉近心端的多普勒频谱特征(见图6)。

2.3 壁冠状动脉压力波形对比

模拟壁冠状动脉记录到的压力图形和临床心肌桥病人的壁冠状动脉压力图形^[15]特征相同,由于心肌桥压迫壁冠状动脉,近心端的收缩压与平均压升



(a) 人体左心室^[13]

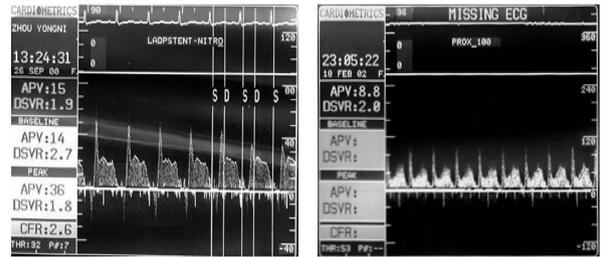


(b) 血流动力学模型

图5 左心室压力波形对比

Fig.5 Comparison of pressure waveform of left ventricle

(a) Human left ventricle, (b) Heart pump



(a) 人体壁冠状

(b) 模拟壁冠状动脉

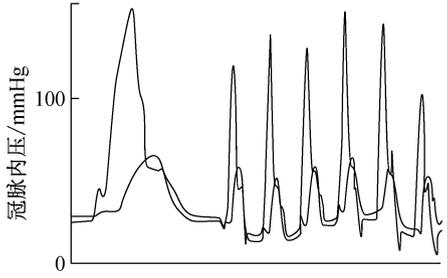
图6 普勒频谱图形对比

Fig.6 Doppler spectrum graphics (a) Human coronary artery,

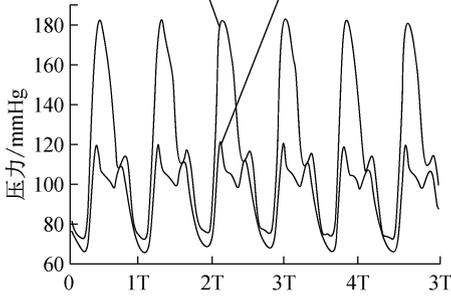
(b) Simulative mural coronary artery

高,形成“水击现象”;远心端平均压基本没有变化,舒张压下降(见图7)。

临床研究表明^[16-17],人体心肌桥在收缩期压迫壁冠状动脉,而在舒张期不压迫壁冠状动脉。因此,本文装置的设计参照临床研究结论,使心泵压缩与心肌桥施压同步,故理论上冠脉内压力波形与心肌



(a) 人体壁冠状动脉
近端 远端



(b) 模拟壁冠状动脉

图7 壁冠状动脉压力波形

Fig.7 Comparison of pressure waveform of coronary artery

(a) Human coronary artery, (b) Simulative mural coronary artery

桥施加在壁冠状动脉的压力波形之间是同相位的。

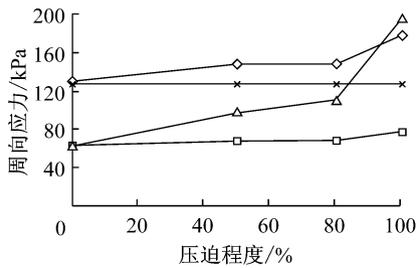
2.4 正应力、周向应力、切应力实验结果

随着心肌桥压迫冠状动脉程度逐渐加大,冠状

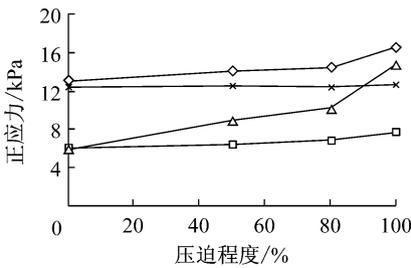
动脉近端的正应力平均值与波动值逐渐升高,而远端正应力基本没有变化。实验结果显示,无心肌桥压迫时,近端最高、最低压力分别为 122、76 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa),平均值 97 mmHg,波动值 46 mmHg;远端最高、最低压力分别为 120、75 mmHg,平均值 93 mmHg,波动值 45 mmHg。当压迫程度接近 100% 时,近端最高、最低压力分别为 180、70 mmHg,平均值 124 mmHg,波动值 110 mmHg,平均值升高 27.8%,波动值升高 139%;远端最高、最低压力分别为 121、69 mmHg,平均值 93 mmHg,波动值 52 mmHg。

随着心肌桥压迫冠状动脉程度加剧,模拟冠状动脉近端周向应力平均值与波动值逐渐升高,而远端周向应力基本不变^[18]。根据式(4),周向应力变化规律与正应力一致,如果忽略管径变化则周向应力与正应力成正比。

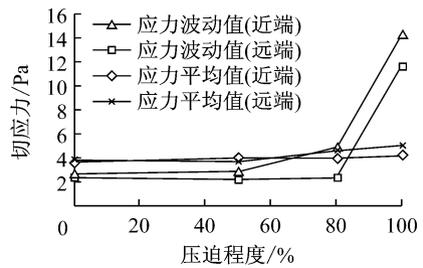
随着心肌桥压迫冠状动脉程度加剧,模拟冠状动脉近端切应力平均值低于远端,而波动值高于远端(见图8)。无心肌桥压迫时,近端壁面切应力最大、最小值分别为 4.912、2.261 Pa,平均值 3.73 Pa,波动值 2.651 Pa;远端壁面切应力最大、最小值分别为 4.677、2.329 Pa,平均值 3.84 Pa,波动值 2.348 Pa。当压迫程度接近 100% 时,近端切应力最大、最小值分别为 14.36、0.058 Pa,平均值 4.17 Pa,波动值 14.3 Pa;远端切应力最大、最小值分别为 11.84、0.137 Pa,平均值 5.07 Pa,波动值 11.71 Pa。



(a) 周向应力



(b) 正应力



(c) 切应力

图8 模拟冠状动脉应力平均值与波动值对比

Fig.8 Comparison of the average and fluctuations value of stresses of the simulative mural coronary artery (a) Circumferential stress,

(b) Normal stress, (c) Shear stress

3 讨论

近年来,不少研究认为心肌桥不单是一种形态结构改变,可导致严重的心肌缺血及有关临床事件,主要与其位置和解剖结构有关。壁冠状动脉因反复受压或扭曲,更易发生痉挛,其近端由于存在湍流等血流动力学紊乱,更易发生动脉粥样硬化,继而发生斑块破裂、出血、血栓形成及冠状动脉痉挛,同时亦可导致急性冠状动脉综合征的发生。

本文模拟实验结果表明,应力的变化其实都有着共同的力学背景:由于心肌桥的存在和它在收缩期对壁冠状动脉的机械压迫,使原来正常的血流动力学条件遭到破坏;对于壁冠状动脉而言,心肌桥压迫属于外界的强迫扰动,这种扰动是心肌桥冠状动脉血流动力学环境出现异常现象的真正原因。心肌桥壁冠状动脉血流动力学与正常冠状动脉血流动力学相比有很大不同,尤其是心肌桥壁冠状动脉近端更是如此。归纳起来,壁冠状动脉血流动力学特性异常现象,主要表现为以下几点:

(1) 正应力(即血压):壁冠状动脉受压程度愈大压力变化愈大,且近端血压随时间震荡最剧烈。和正常冠状动脉相比,壁冠状动脉的血压变化明显,随着心肌桥压迫冠状动脉程度逐渐加大,心肌桥近端的收缩压与平均压升高而舒张压下降;而远端收缩压与平均压基本没有变化,舒张压下降。当压迫接近 100% 时,近端正应力平均值升高 27.8%,波动值升高 139%。

(2) 周向应力:壁冠状动脉周向应力与正常冠状动脉相比有很大异常,尤其在壁冠状动脉近端周向应力震荡剧烈。随着心肌桥压迫壁冠状动脉程度加剧,壁冠状动脉近端周向应力平均值与波动值显著升高,而远心端周向应力基本不变。

(3) 壁面切应力:随着压迫程度愈深,壁冠状动脉内切应力的震荡愈剧烈;且近端切应力的震荡程度高于远心端。当压迫 100% 时近心端最高切应力 14.36 Pa,最低 0.058 Pa,波动值达 14.3 Pa(无心肌桥压迫时近端切应力最高 4.912 Pa,最低 2.261 Pa,幅值 2.651 Pa)。

(4) 流速:随着壁冠状动脉受压程度的加重,收缩期的血液流动速度减慢,而舒张期的血液流动速度明显增加,形成悬殊的舒张期高速和收缩期低速

的鲜明对比。当壁冠状动脉受压程度接近 100% 时,近心端多普勒频谱形态呈现一特殊现象,在舒张早期迅速上升形成一突出的峰,而后迅速下降,从而形成特殊的“指尖样”现象(见图 6)。

心肌桥的存在,全面影响着壁冠状动脉内应力(切应力、正应力与周向应力)平均值与应力波动值。

3.1 应力平均值

心肌桥压迫壁冠状动脉程度愈大,壁冠状动脉近端正应力与周向应力值愈大,切应力平均值则在远端增大。正应力升高是由于心肌桥压迫壁冠状动脉瞬间,血流的动能转变为压力能所致;周向应力与正应力成正比,近端周向应力也相应升高。而壁冠状动脉远端切应力平均值增大则是由于心肌桥压迫壁冠状动脉瞬间的挤压作用导致远端血流量增大。

3.2 应力波动值

心肌桥压迫壁冠状动脉程度愈大,壁冠状动脉内应力波动值愈大,且近端正应力、周向应力、切应力波动较远端剧烈。在壁冠状动脉近端,心肌桥的瞬间压迫,阻滞了血流的正常流动,导致“水击现象”的产生,从而引起正应力与周向应力急剧升高;同样,血流的阻滞也导致流量的急剧下降,从而引起切应力波动增大。

3.3 壁冠状动脉近端血流动力学异常对动脉粥样硬化的影响

近端血管内的血流动力学变化呈现复杂性,这种复杂的应力变化使得壁冠状动脉近端长期处于疲劳载荷状态;而近端波动值的升高加速壁冠状动脉的局部疲劳损伤,增大血管内皮细胞受损的几率,而正是血管内膜受损导致动脉粥样硬化的发生和发展^[19]。与此同时,血管内膜受损到一定程度会导致血流阻力增加,要维持一定的血流灌注量,迫使血压进一步升高。综上所述,近端血管流场的改变造成血管内膜受损,而受损的血管内膜又加剧血管流场的异常改变,恶化血管内膜的受损情况。对于这种现象,有研究者认为高血压与动脉粥样硬化互为因果关系^[20-21],即心肌桥造成的壁冠状动脉近端血压升高与动脉粥样硬化病变联系密切。壁冠状动脉近端周向应力的平均值升高导致局部的“张应力集中”现象,使近端局部区域的周向应力远高于周边区域;另一方面,周向应力波动值的升高使血管所承

受的疲劳载荷加剧,鉴于疲劳载荷对应力集中的敏感性,更易造成血管的疲劳损伤,而这种损伤是动脉粥样硬化灶性分布的主要原因^[22]。

心肌桥壁冠状动脉血流动力学数值模拟结果表明^[23],心肌桥壁冠状动脉血流动力学与正常冠状动脉血流动力学相比有很大差异,血流量、壁面切应力和壁面切应力梯度均有所不同。在心肌桥壁冠状动脉中,近心端壁面切应力及壁面切应力梯度的变化要远大于远心端。上述数值计算印证了本文的实验结果,即应力的异常主要位于壁冠状动脉近端,随着心肌桥压迫程度加剧,近端的应力平均值与波动值明显增大,心肌桥压迫造成壁冠状动脉近端血流动力学发生异常。

4 结语

综上所述,血流动力学因素如血压、切应力和周向应力可引起血管壁细胞结构和功能的改变,是导致动脉粥样硬化的重要因素^[24]。血流动力学异常可通过内皮细胞表面受体、G蛋白、细胞内转导信号和基因表达等多环节调节动脉粥样硬化的发生和发展^[25]。因此,针对血流动力学作用的不同环节,有效控制动脉粥样硬化将是今后研究的重点,为有效预防和治疗心血管疾病提供新的思路。

需要指出的是,原有的装置^[26]仅能模拟壁冠状动脉正应力(血压)单一参数,本文的装置既可以模拟正应力又能模拟出切应力与周向应力,形成三维应力的多参数模拟,同时对模拟壁冠状动脉施加心肌桥压迫,实现了较为完善的壁冠状动脉模拟装置,与真实的血流动力学环境更为接近。同时在本文中,课题组运用该装置进行了深入的模拟实验研究,得到较为全面的壁冠状动脉内3种应力变化情况,为壁冠状动脉近端高发动脉粥样硬化机理提供血流动力学解释,为临床诊治提供参考。

致谢:在项目研究与本文撰写过程中得到复旦大学许世雄教授的指导和帮助,在此表示真诚感谢!

参考文献:

- [1] Hashimoto A, Takekoshi N, Murakmi E. Clinical significance of myocardial squeezing of the coronary artery [J]. *Jpn Heart J*, 1984, 25(6): 913-922.
- [2] Pola'cek P, Kralovec H. Relation of myocardial bridges and loops on the coronary arteries to coronary occlusions [J]. *Am Heart J*, 1961, 61(1): 44-52.
- [3] Mohlenkamp S, Hort W, Ge JB, *et al.* Update on myocardial bridging [J]. *Circulation*, 2002, 106(20): 2616-2622.
- [4] Schwarz ER, Klues HG, Vom DJ, *et al.* Functional characteristics of myocardial bridging. A combined angiographic and intracoronary Doppler flow study [J]. *Euro Heart J*, 1997, 18(3): 434-442.
- [5] 张国辉. 心肌桥对冠状动脉粥样硬化和血流的影响基础和临床研究[D]. 上海: 复旦大学博士学位论文, 2002.
- [6] 胡徐趣, 覃开蓉, 吴昊, 等. 利用硅胶管流动腔系统模拟动脉脉动血流切应力和周向应力环境[J]. *医用生物力学*, 2006, 21(2): 94-99.
- [7] HU XQ, Qin KR, Wu H, *et al.* Simulation of arterial pulsatile fluid shear stress and circumferential stress using a silicone tube flow chamber system [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(2): 94-99.
- [8] Naruse K, Sokabe M. Involvement of stretch-activated ion channels in Ca²⁺ mobilization to mechanical stretch in endothelial cells [J]. *Am J Physiol*, 1993, 264 (4 Pt 1): C1037-44.
- [9] 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.
- [10] 徐芝纶. 弹性力学简明教程[M]. 北京: 人民教育出版社, 1982: 87-89.
- [11] 吴昊, 许喆, 覃开蓉, 等. 硅胶管流动腔系统的合理使用[J]. *生物医学工程学杂志*, 2007, 24(5): 1061-1065.
- [12] 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.
- [13] Ge JB, Erbel R, Rupprecht HJ, *et al.* Comparison of intravascular ultrasound and angiography in the assessment of myocardial bridging [J]. *Circulation*, 1994, 89(4): 1725-1732.
- [14] 朱大年. 人体解剖生理学[M]. 上海: 复旦大学出版社, 2004.
- [15] Ge JB, Jermias A, Rupp A, *et al.* New signs characteristic of myocardial bridging demonstrated by intracoronary ultrasound and Doppler [J]. *Eur Heart J*, 1999, 20(3): 1707-1716.
- [16] Klues HG, Schwarz ER, vom Dahl J, *et al.* Disturbed intracoronary hemodynamics in myocardial bridging: Early normalization by intracoronary stent placement [J]. *Circulation*, 1997, 96(2): 2005-2013.
- [17] 董敏, 钱菊英. 冠状动脉心肌桥研究现状[J]. *中华心血管病杂志*, 2006, 34(5): 474-476.
- [18] 刘云, 唐任宽, 李剑波. 心肌桥的形态特点与冠状动脉粥样硬化关系[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2011, 29(5): 524-526.

- [18] 丁皓, 赵灵犀, 尚昆, 等. 基于“心肌桥-冠状动脉”模拟装置的周向应力研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(2): 55-59.
- [19] Valenta J, Svoboda J, Valerianova D, et al. Residual strain in human atherosclerotic coronary arteries and age related geometrical changes [J]. Biomed Mater Eng, 1999, 9(5-6): 311-317.
- [20] Liu LS, Hua Q, Pang BL. Relationship between coronary atherosclerosis and aortic pulse pressure in patients with primary hypertension [J]. J Clin Rehabil Tissue Eng Res, 2007, 11(8): 1567-1569.
- [21] Sipahi I, Tuzcu EM, Schoenhagen P, et al. Effects of normal, pre-hypertensive, and hypertensive blood pressure levels on progression of coronary atherosclerosis [J]. J Am Coll Cardiol, 2006, 48(4): 833-838.
- [22] Doriot PA. Some unusual considerations about vessel walls and wall stresses [J]. J Theor Biol, 2003, 221(1): 133-141.
- [23] 周瑜, 丁皓, 吕杰, 等. 心肌桥壁冠状动脉血液动力学数值模拟[J]. 医用生物力学, 2011, 26(6): 547-554. Zhou Y, Ding H, Lv J, et al. Numerical simulation for hemodynamics of the myocardial bridging parietal coronary artery [J]. J Med Biomech, 2011, 26(6): 547-554.
- [24] Krizanac-Bengez L, Mayberg MR, Janigro D. The cerebral vasculature as a therapeutic target for neurological disorders and the role of shear stress in vascular homeostasis and pathophysiology [J]. Neurol Res, 2004, 26(8): 846-853.
- [25] Cunningham KS, Gotlieb AI. The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis [J]. Lab Invest, 2005, 85(1): 9-23.
- [26] 丁皓, 刘德俊, 沈力行, 等. 心脏—冠状动脉—心肌桥血流动力学模型的研究[J]. 上海理工大学学报, 2006, 28(4): 404-408.

《医用生物力学》2013 年影响因子公布

2014 年 9 月 26 日,科技部中国科学技术信息研究所(ISTIC)在北京召开 2014 年中国科技论文统计结果发布会,同时发布《2014 年版中国科技期刊引证报告(核心版)》。

《2014 年版中国科技期刊引证报告(核心版)》共收录中国科技核心期刊 1989 种,《医用生物力学》杂志 2013 年核心总被引频次 501,核心他引率 0.52,基金论文比 0.89,核心影响因子 0.792,核心影响因子在 18 本力学类期刊和 26 本基础医学类期刊中均排名第 4 位。

多年来,《医用生物力学》始终坚持办刊宗旨,发表医用生物力学领域基础研究与应用研究的最新成果,杂志的学术影响力不断提高,这是广大作者、读者、编者共同努力的结果。今后,我们要再接再厉,努力提高杂志学术质量,增强期刊竞争力,为广大生物力学工作者创建一流的学术交流平台。

本刊编辑部