

文章编号:1004-7220(2012)05-0505-05

基于膨隆实验的血管非线性力学特性确定方法

钱秀清, 张昆亚, 张智河, 刘志成

(首都医科大学 生物医学工程学院, 北京 100069)

摘要: **目的** 基于实验测试和数值模拟结果,建立反方法确定血管的非线性力学特性。**方法** 采用自行设计的实验装置,对血管进行压力加载,获取血管膨隆的实验数据;假设血管材料特性符合超弹性 Ogden 模型,建立血管膨隆的有限元模型,然后结合实测数据及数值模拟结果,利用优化算法建立反方法确定血管的力学特性。**结果** 得到了描述兔腹主动脉非线性力学特性的 Ogden 模型一阶和二阶的材料参数,其中一阶 Ogden 模型参数 $\alpha = 10.86 \pm 1.98$ 。经验证兔腹主动脉的力学特性可用超弹性力学模型描述。**结论** 基于实验测试和数值模拟方法建立的反方法可用于识别血管的非线性力学特性。

关键词: 血管; 力学特性; 超弹性; 有限元分析; 膨隆

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Method to determine nonlinear mechanical properties of the blood vessel based on inflate experiment

QIAN Xiu-qing, ZHANG Kun-ya, ZHANG Zhi-he, LIU Zhi-cheng (*School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China*)

Abstract: **Objective** To propose an inverse method for determining nonlinear mechanical properties of the blood vessel based on the results of experimental data and numerical simulation. **Methods** Pressure loading was applied on the blood vessel to obtain the experimental data of in vitro holistic blood vessel by using the self-designed device. The finite element model of vessel inflation was established by supposing that material characteristics of the blood vessel were in corresponding with the hyperelastic Ogden model. Mechanical properties of the blood vessel were then computed by the reverse method based on these experimental data and simulated results. **Results** The first-order and second-order Ogden material parameters of the rabbit abdominal aorta were identified, in which $\alpha = 10.86 \pm 1.98$ for the first-order Ogden material model. The mechanical properties of the rabbit abdominal aorta could be characterized as the hyperelastic material. **Conclusions** The inverse method based on the experimental measurement and numerical simulation can be used to identify the nonlinear mechanical properties of the blood vessel.

Key words: Blood vessels; Mechanical properties; Hyperelasticity; Finite element analysis; Inflation

血管的结构和力学响应与很多因素有关,如血管离心脏的距离和年龄^[1-3]。疾病的发展及生理条件的改变会导致血管力学特性的变化,如动脉粥样硬化会使血管弹性降低^[4-5]。另外,动脉疾病能够显著地改变血流特征^[6],如动脉硬化导致的血管狭窄

会引起流场紊乱,而紊乱的流场对动脉硬化的进一步发展起着重要的作用。血液的流动对动脉瘤的生长和破裂有重要的影响^[7-9],而血管的弹性特性会影响血液的流动状态,尤其是心血管在心脏收缩和舒张的过程中会因自身的弹性产生较大的变形^[10]。

收稿日期:2012-08-01; 修回日期:2012-08-18

基金项目:北京市优秀人才项目(PYZZ090417001147)。

通讯作者:刘志成,教授,博士研究生导师, Tel: (010)83911559; E-mail: zcliu@ccmu.edu.cn。

因此,研究血管的力学特性将有助于心血管疾病的临床诊断和治疗。

血管的力学特性测试方法主要有单轴拉伸试验、双轴拉伸试验、模拟在体状态的膨隆试验等^[11-14]。考虑到单轴拉伸试验、双轴拉伸试验等需要将血管裁剪以制成试件,对于直径较小的血管试件制作的难度较大,本文采用模拟在体状态的膨隆试验来确定血管的力学特性,考虑血管为非线性材料,采用超弹性 Ogden 模型来描述血管的力学特性。

1 材料与方 法

1.1 血管膨隆试验

1.1.1 实验动物 选用体重 2.5 ~ 3 kg 的新西兰白兔 8 只为研究对象(由首都医科大学动物实验中心提供)。处死实验动物,取出腹主动脉,制成试件备用。由于兔腹主动脉直径较小,而且膨隆实验的试件不能包含血管的分叉,故各试件长度略有不同。测量各试件的直径和长度如表 1 所示。

表 1 试件几何尺寸

Tab. 1 Diameter and length of specimens

	编号							
	1	2	3	4	5	6	7	8
直径/mm	2.5	2	2.3	2.4	2.37	1.75	1.9	2.68
长度/mm	5.96	8	7.1	8	6.38	6.32	6.24	6.25

1.1.2 实验装置及固定、加压模拟方法 血管作为一种生物软组织材料,其应力-应变关系非常复杂,有非线性、各向异性及黏弹性的特点;由于血液流经血管,在脉动血压的作用下血管的长度,壁厚和周长都发生相应的周期性变化。实际情况是在体血管受到周围组织的束缚牵制,其轴向应变的变化很小,且血管壁薄,壁厚的变化不易测量。因此,本实验设计血管两端固定在夹具上,主要考察血管半径方向的位移。实验装置主要包括图像采集装置和试件加压固定装置两部分(见图 1)。制备好血管试件后,将其固定在自制水浴槽中,液面刚好没过血管的上表面,以保持血管的活性。

首先安装试件,将血管试件固定在水浴槽的两端,控制微量注射泵匀速进水(模拟血液并加压),

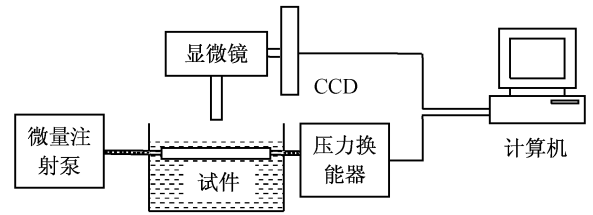


图 1 实验装置示意图

Fig. 1 Schematic of the experimental device

压强通过注射泵的调节来控制在 0 ~ 39.90 kPa(0 ~ 300 mmHg)范围内,压力由压力换能器实时测量并与计算机连接记录数据,变形由血管上方的显微镜观察并由 CCD 拍摄传入电脑。

1.1.3 血管加压膨隆的数据采集及变形信息获取

对血管试件开始加压的同时,摄像机开始实时记录血管的变形过程,从而获取加压过程中与各个压强差相对应的血管变形图像(见图 2);然后进行图像处理,计算出各个压强对应的血管直径变形,计算血管变形时注意选取血管中部的最大变形,得到血管变形与压强之间的关系(见图 3),图中 λ 为变形后与变形前半径之比。

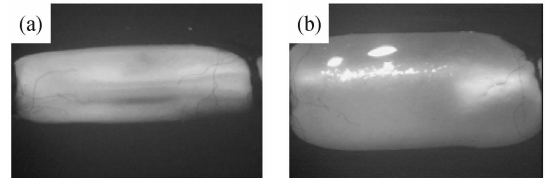


图 2 血管变形图

Fig. 2 Deformation of the blood vessel

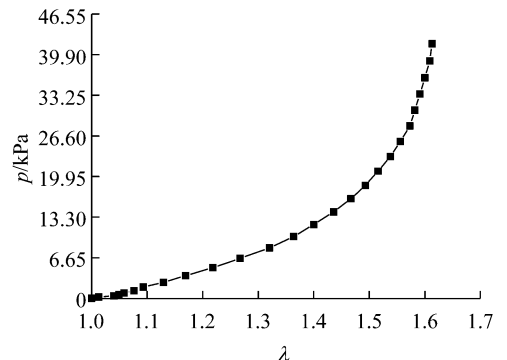


图 3 血管径向变形与压强的关系

Fig. 3 Relationship between pressure and deformation of the blood vessel

1.2 有限元模型的建立及分析

根据图 3 所示压强与血管径向变形之间的关系,将血管的材料参数假设为 Ogden 模型。Ogden 模型广泛应用于橡胶的力学特性描述,其应变能函数为:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J - 1)^{2i} \quad (1)$$

式中: $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$, J 为变形前后体积之比; α_i, μ_i 和 N 为材料参数。考虑到软组织的不可压缩性, D 取 0。选取 Ogden 模型的主要原因是这种模型已广泛存在于各有限元软件,如 ANSYS、ABAQUS、ADINA 等,方便血管流固耦合分析中材料特性的确定。

利用有限元软件 ABAQUS 建立力学模型,模拟实验中血管的变形。几何模型按照不同试件的尺寸建立,考虑到血管变形的特点,选取轴对称模型进行分析,考虑到血管为薄壁结构,选取轴对称壳元进行分析;边界条件选取两端固定,载荷加内压,数值的大小按照实验测试数据。针对某一参数的变形结果如图 4 所示。

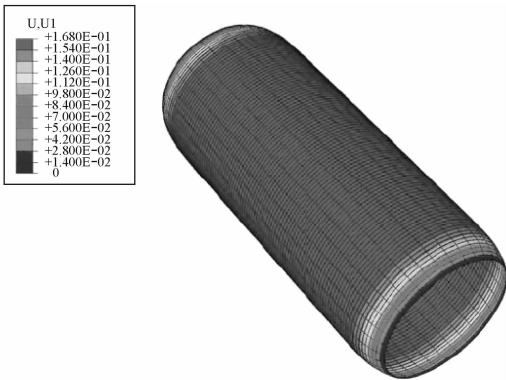


图 4 有限元模型分析结果
 Fig.4 Results of the finite element method

1.3 反方法的建立

反方法基于模拟退火法结合阻尼最小二乘法 (Levenberg-Marquardt) 建立。目标函数取为实验测试结果与有限元分析结果的误差最小,即

$$J(\bar{x}) = \frac{1}{2} \sum_i (u_r^{\text{sim}}(p_i) - u_r^{\text{exp}}(p_i))^2 \quad (2)$$

式中: \bar{x} 为待识别的参数构成的矢量; p_i 为作用在血管内壁的压力; u_r 为径向位移。上标 sim 代表有限元模拟结果, exp 代表实验结果。虽然 Levenberg-Marquardt 适用于非线性问题优化,但是它对于初值及阻尼系数的选取要求较高,否则容易陷入局部最优解。因此,本研究拟采用模拟退火法得到一个全局最优解,作为 Levenberg-Marquardt 优化的初始值,再用 Levenberg-Marquardt 方法优化,得到识别解。Levenberg-Marquardt 优化选取两个收敛标准,一个是式(2)的目标函数小于 10^{-5} ,另一个是目前解与前一解之间的差小于 10^{-11} ,这样可得到全局最优解。参数识别流程图见图 5,程序用 Matlab 软件编写。

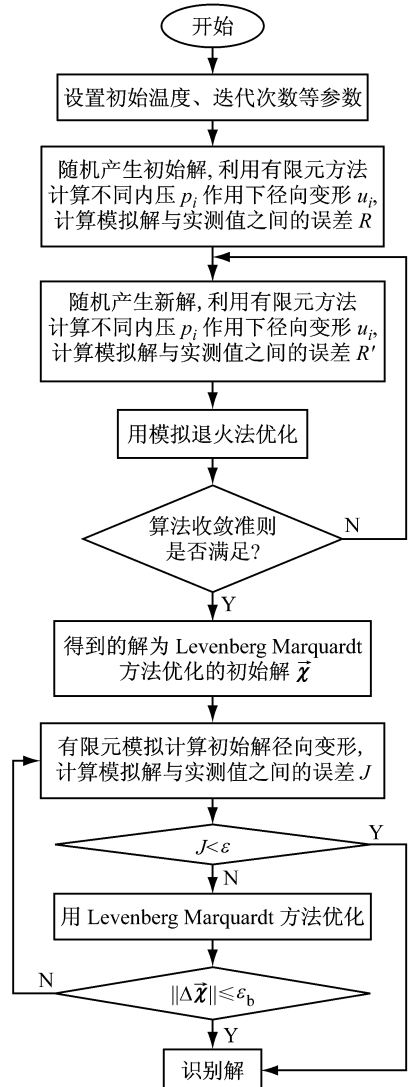


图 5 识别流程图
 Fig.5 Flow chart of the inverse identification procedure

2 结果

为避免有限元模拟的收敛问题,参数识别的范围通过多次试算获取,参数 μ 取为1~1 000 kPa,参数 α 取为0.01~20,识别参数结果如表2所示,识别曲线与实验曲线的差别如图6所示。由图6可见,识别结果与实验结果吻合得较好。对大部分试件来说, $N=2$ 的识别结果略好于 $N=1$,但差别不大。因此,在精度要求不高时,可采用一阶Ogden模式描述血管非线性力学特性。

表2 识别结果

Tab. 2 Identified parameters

试件 编号	$N=1$		$N=2$			
	μ/kPa	α	μ_1/kPa	α_1	μ_2/kPa	α_2
1	48	13.79	19	12.00	19	15.50
2	35	8.54	3	13.20	9.3	10.20
3	132	9.30	108	9.40	10	12.80
4	69	13.29	15	18.2	65	4.79
5	64	11.33	57	6.92	25	13.00
6	20	8.90	28	0.08	8	10.2
7	24	10.06	6	12.00	9	11.10
8	136	11.66	150	7.17	9	19.61

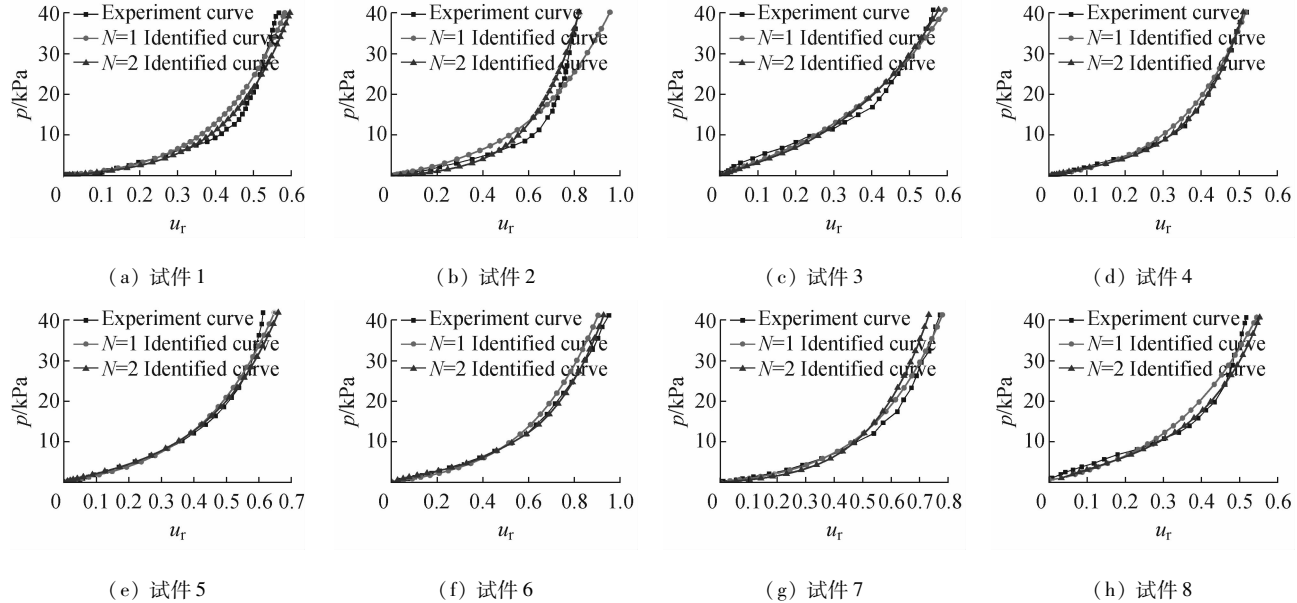


图6 实验结果与识别结果的比较

Fig. 6 Comparison of the experiment results and identified results

3 结果与讨论

血管力学特性的识别对于心血管疾病的诊断和治疗都有积极的意义。本文基于模拟在体血管状态的膨隆实验测试数据及数值模拟技术,利用优化算法提出反方法识别血管的材料特性。初值的选取采用模拟退火方法,先得到大致全局最优解,再用Levenberg-Marquardt方法得到最终的识别解。研究发现,本方法用于血管的力学特性识别,可得到合理

的结果。由于兔个体差异较大(从腹主动脉直径不同可看出),各试件的识别参数之间也存在一定的差异。差异最小的是 $N=1$ 时的 α ,均值为10.86,标准差为1.98。

本方法不仅适用于Ogden模型的参数识别,也可推广到其他非线性材料模型上。对于各向同性非线性材料模型,选取不同材料模型的主要差别在于有限元模型建立时选取的材料模型不同;对于各向异性材料模型,应该在实验测试阶段也补充其他方

向的测试参数,如纵向变形等,有限元模型也需做相应改变。另外,本方法尤其适用于取材困难的生物组织的力学特性的识别,如冠状动脉的力学特性的识别,这种情况下很难保证每个血管试件的直径与长度完全一致,结合实验测数数据和有限元方法反推材料的力学特性是一种可行的方法。

血管被普遍认为是各向异性材料。很多学者考虑到血管的生理结构将血管看成两层的纤维加强材料,提出了考虑各种因素,如血管残余应力、拉伸、膨胀及剪切变形等的各向异性血管本构关系模型^[15],有多个参数需识别,如5~7个,算法复杂,对实验测试也要求较高,不便于推广到临床在体测试。而将假设血管为各向同性材料,识别参数较少,如考虑为一阶Ogden模型,仅有2个参数需识别,方法简单,对实验要求不高,可以方便地推广到患者的临床测试。只要通过图像技术得到血管在不同压力下的连续变形数据,就可以通过三维重建方法获取患者血管的真实结构,从而建立有限元模型;利用本方法可得到患者血管的非线性材料特性,从而判断血管力学特性的变化或用于血管的流固耦合分析,得到更可信的血流动力学参数,为临床的诊断和治疗提供参考。

4 结语

本文提出了一种血管力学特性的识别方法,基于实验测试数据及数值模拟,利用优化算法提出一种反方法识别血管的材料特性。本方法对材料特性识别初值的选取没有限制,能用于血管非线性力学特性的识别。

参考文献:

[1] Fung YC. Biorheology of soft tissues [J]. *Biorheology*, 1973, 10(2): 139-155.
[2] Haskett D, Johnson G, Zhou A, *et al.* Microstructural and biomechanical alterations of the human aorta as a function of age and location [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2010, 9(6): 725-736.

[3] Tremblay D, Cartier R, Mongrain R, *et al.* Regional dependency of the vascular smooth muscle cell contribution to the mechanical properties of the pig ascending aortic tissue [J]. *J Biomech*, 2010, 43(12): 2448-2451.
[4] 武晓玲, 陈卫军, 迟路湘, 等. 兔颈动脉粥样硬化发展过程中血管壁重塑及生物力学特性的变化[J]. *中国动脉硬化杂志*, 2007, 15(4): 281-285.
[5] 陈明, 刘盛林, 戴峥, 等. 动脉粥样硬化大鼠的主动脉血管生物力学分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2009, 26(1): 89-92.
[6] Maurice RL, Ohayon J, Frétiigny Y, *et al.* Noninvasive vascular elastography: Theoretical framework [J]. *IEEE Transa Med Imaging*, 2004, 23(2): 164-180.
[7] Moayeri MS, Zendehebudi GR. Effects of elastic property of the wall on flow characteristics through arterial stenoses [J]. *J Biomech*, 2003, 36(4): 525-535.
[8] Luo B, Yang X, Wang S, *et al.* High shear stress and flow velocity in partially occluded aneurysms prone to recanalization [J]. *Stroke*, 2011, 42(4): 745-753.
[9] 熊江, 景在平. 血管力学在腹主动脉瘤形成过程中的意义[J]. *医用生物力学*, 2002, 17(1): 47-52.
[10] Yada T, Hiramatsu O, Kimura A, *et al.* In vivo observation of subendocardial microvessels of the beating porcine heart using a needle-probe videomicroscope with a CCD camera [J]. *Circ Res*, 1993, 72(5): 939-946.
[11] Li L, Qian X, Yan S, Lei J, *et al.* Determination of material parameters of the two-dimensional Holzapfel-Weizsäcker type model based on uniaxial extension data of arterial walls [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2011; Epub ahead of print.
[12] Sacks MS. Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials [J]. *J Elasticity*, 2000, 61(1-3): 199-246.
[13] Chesler NC, Thompson-Figueroa J, Millburne K. Measurements of mouse pulmonary artery biomechanics [J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(2): 309-314.
[14] 祝国成, 杨红军, 徐卫林, 等. 小口径医用聚氨酯人造血管径向顺应性研究[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(3): 216-221.
Zhu GC, Yang HJ, Xu WL, *et al.* Radical compliance characterization of small-diameter medical polyurethane artificial vascular graft [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(3): 216-222.
[15] Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models [J]. *J Elasticity*, 2000, 61(1): 1-48.