

文章编号:1004-7220(2018)06-0544-07

猪降主动脉环向力学性质的实验研究

陈凌峰, 柳柏梅, 李芬, 安美文

(太原理工大学 生物医学工程学院, 太原 030024)

摘要:目的 研究猪降主动脉的力学特性。方法 猪降主动脉按照距心脏距离分成5组,各组由左右两侧组织、腹侧面组织构成。使用单轴拉伸方法拉伸组织,获得应力与伸张比曲线。采用经典数学模型分析5个部位(位置1~5)弹性、胶原纤维模量以及胶原纤维激活参数等特征,并对比腹侧面与两侧组织之间的力学差异。结果 在环向上,胶原纤维模量随着远离心脏的方向逐渐增长,而弹性纤维模量位置1~4随着距心脏的距离增加而逐渐增大,位置5的弹性纤维模量减小,且位置5两侧的环向弹性纤维模量小于腹侧面约19%;在轴向上,弹性纤维模量小于腹侧面约37%,位置5腹侧面的弹性纤维模量相比于位置4差异不大(均值差异约5%)。在整个降主动脉中,侧面环向胶原纤维模量大于腹侧面约26%,环向弹性纤维模量在靠近心脏的四部分侧面高于腹侧面约16%。结论 猪胸主动脉的环向力学特性和位置有关,最远端的部分在低应力下表现出较软特点。研究结果有助于科研人员更好理解主动脉的力学特征以及开展更细致的计算机建模。

关键词:单轴拉伸;弹性模量;弹性纤维;胶原纤维

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.06.011

An Experimental Study on Circumferential Mechanical Properties of Porcine Descending Thoracic Aorta

CHEN Lingfeng, LIU Baimei, LI Fen, AN Meiwen

(College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)

Abstract: **Objective** To study the mechanical properties of porcine descending aorta. **Methods** The porcine descending aortas were divided into 5 groups by the distance from the heart, and tissues in each group were subdivided into ventral-quadrant part and lateral-quadrant part. Stress-stretch curves were obtained by using uniaxial tension test. The moduli of elastic and collagen fiber and collagen fiber recruitment parameter of tissues in 5 groups (Position 1-5) were first analyzed by a classical mathematical model. Then the mechanical differences between tissues of ventral quadrant and lateral quadrant were compared. **Results** The modulus of circumferential collagen fibers increased gradually away from the heart. The modulus of circumferential elastic fibers had the same trend except for tissues at Position 5 (the most distal one). The elastic fibers modulus of tissues decreased at Position 5. At the most distal position, the circumferential and axial elastic fiber modulus of the lateral quadrant was lower than that of ventral quadrant by 19% and 33%, respectively. The axial and the elastic fiber modulus of the ventral quadrant was similar with that of tissues at Position 4 and 5. For the whole descending aorta, the circumferential collagen fiber modulus of the lateral quadrant was higher than that of ventral quadrant by 26% and the circumferential elastic fiber modulus of the lateral quadrant was higher than that of ventral quadrant by 16% at the proximal 4 positions. **Conclusions** The circumferential mechanical properties of porcine descending aorta

收稿日期:2018-03-12; 修回日期:2018-08-01

基金项目:国家自然科学基金项目(31870934,11372208,11502157),山西省研究生创新项目(2016BY062)

通信作者:安美文,教授,E-mail: meiwen_an@163.com

were related with regions. The ventral quadrant of the most distal aorta showed abnormally soft trend. The research findings can be used to better understand the mechanism of aorta and improve the spatial accuracy of computer models.

Key words: uniaxial tension; elastic modulus; elastic fiber; collagen fiber

在中国,每年约350万人死于心血管病,占居民总死亡数的41%^[1];心血管病同时也是一种世界范围内的流行疾病。为此,学者们对血管壁的力学特性进行了大量研究。随着计算机有限元技术的发展,动脉壁的本构模型参数可用于计算机模型动脉的血流动力学响应,并可帮助支架的设计和动脉瘤治疗方案的改进^[2]。

韩海潮等^[3]研究了犬和猪动脉壁在不同位置体内和体外的伸长量比例,同时总结了动脉壁厚度与位置之间的关系。Sokolis^[4]研究了主动脉树(升主动脉、降主动脉、腹主动脉)不同位置的力学特征。研究发现,越远离心脏,动脉壁的刚度越大;刚度的增加是由于胶原纤维所占比例升高造成^[5-7]。Peña等^[8]采用单轴拉伸测量方法研究猪降主动脉的力学特征,发现近心端和远心端沿环向的刚度有显著性差异。Kermani等^[9]采用纳米压痕法测量猪降主动脉,也发现近心端与远心端刚度有显著性差异。在以往的研究中,降主动脉最多被分为三部分;本研究为了获得动脉壁更精确的被动力学响应,将降主动脉更细致地分成了五部分。

Kim等^[10]通过采用灌注实验研究猪降主动脉发现,近心端部分腹侧面的动脉最软且最厚,背侧面刚度最大且最薄;两侧的动脉壁相似,厚度与刚度处于腹侧面与背侧面过渡阶段。动脉壁的弹性模量值与测量方法有关,单轴拉伸法由于其对样本尺寸的要求低且可获得高应力下的应力-应变关系,是常见的测量生物软组织力学特性手段^[11]。而目前有关采用单轴拉伸方法研究降主动脉的腹侧面与两侧组织的被动力学响应的差异,还鲜有报道。

因此,本文采用单轴拉伸方法,将降主动脉沿轴向分为五部分,研究其沿轴向和沿环向组织的被动力学响应,探讨腹侧面与侧面在不同应力状态下的被动力学差异,并得到动脉壁力学特性与位置的关系。研究结果为进一步了解胸主动脉的特征提供数据支持。

1 材料与方法

1.1 试件制备

降主动脉的分组情况如图1所示。组织保存在-20℃环境,1周内完成实验^[12]。猪降主动脉在实验前被处理成约宽3mm、长12mm,测量并记录样本的厚度、宽度及长度。厚度采用激光位移传感器(LK-G5000,精度为0.1μm)测量。采用材料试验机INSTRON 5544进行力学加载试验,并用加湿器保证试件湿度。为防止组织滑出,夹头用砂纸粘附处理。环向样品(6组)预循环加载4次至0.1MPa,轴向五部分样品(9组)按照远离心脏位置分别加载至1.21、1.3、1.3、1.43、1.43伸张比^[8],第5次则加载至破裂或达到额定载荷。加载速率为准静态下的3mm/min^[2,13],采用第5次试验数据进行分析。由于肋间动脉的影响,背侧面部分并未研究。本文中左右两侧组织简称为侧面。

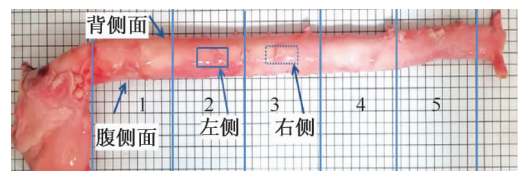


图1 降主动脉的分组情况示意图

Fig.1 Schematic diagram for grouping the descending aorta

1.2 数据分析

为了研究完整的应力-伸张比曲线,采用Raghavan等^[14]提出的数学模型。应力-应变的关系为:

$$\varepsilon = \lambda - 1 = \left(K + \frac{A}{B + \sigma} \right) \sigma \quad (1)$$

式中: ε 为应变; λ 为伸张比; σ 为应力; K 、 A 、 B 为模型参数。在该模型中,动脉被简化成由弹性、胶原两种纤维承载载荷。如图2所示,在低应力下只有弹性纤维承载载荷(Phase 1)。由于 $\sigma \rightarrow 0$, $B + \sigma \approx B$,弹性纤维的弹性模量(E_E)可以表示为:

$$E_E = \left. \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \right|_{\sigma \rightarrow 0} = \frac{1}{K + A/B} \quad (2)$$

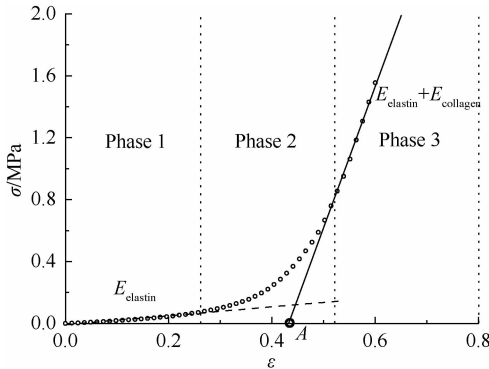


图2 胶原、弹性纤维模量与应力-应变关系
Fig. 2 Relationship between elastic fiber modulus, collagen fiber modulus and stress-strain curve

曲线的斜率随着胶原纤维在载荷的作用下逐渐被拉开而变大(Phase 2)。当胶原纤维完全被拉开时,刚度是由弹性纤维和胶原纤维共同作用,斜率达到最大(Phase 3)。在Phase 3阶段,假设 $B \leq \sigma_y$, 则 $B + \sigma \approx \sigma$ 。根据式(1)可得:

$$E_E + E_C = \left. \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \right|_{\sigma \rightarrow \sigma_y} = \frac{1}{K} \quad (3)$$

式中: σ_y 为屈服应力; E_C 为胶原纤维弹性模量,其计算式为:

$$E_C = \frac{1}{K} - \frac{1}{K + A/B} = \frac{A}{K(A + KB)} \quad (4)$$

从以上公式可得, K 为 E_E 与 E_C 和的倒数, A 为代表胶原纤维完全激活截距的激活参数(见图1); B 为弹性纤维和胶原纤维切线相交的应力值(图中实线和虚线的交点)。为保证数据统一性,本文中计算采用的屈服应力为 $\lambda = 1.8$ 的应力。

2 结果

2.1 动脉壁沿轴向5组位置的力学特性

软组织变形量大,结果部分的应力-应变参数改

表1 5组位置组织的模型参数

Tab. 1 Parameters for the tissues at 5 positions

位置	环向			轴向		
	$K/(\text{MPa}^{-1})$	A	B/MPa	$K/(\text{MPa}^{-1})$	A	B/MPa
1	0.238 ± 0.092	0.663 ± 0.066	0.132 ± 0.032	0.192 ± 0.084	0.449 ± 0.061	0.050 ± 0.011
2	0.199 ± 0.073	0.648 ± 0.099	0.140 ± 0.046	0.174 ± 0.052	0.426 ± 0.029	0.051 ± 0.009
3	0.177 ± 0.043	0.678 ± 0.073	0.155 ± 0.045	0.213 ± 0.078	0.445 ± 0.036	0.060 ± 0.011
4	0.155 ± 0.048	0.589 ± 0.150	0.151 ± 0.037	0.190 ± 0.064	0.590 ± 0.080	0.080 ± 0.017
5	0.149 ± 0.042	0.535 ± 0.060	0.105 ± 0.035	0.245 ± 0.070	0.656 ± 0.109	0.069 ± 0.038

注:所有样本 $R^2 > 0.99$

为应力-伸张比。由于生物组织的特异性,应力曲线的方差在高应力下很大。由图3可知,应力-伸张比曲线的应力值最高为0.2 MPa;血管组织在载荷作用下出现典型的非线性响应,环向组织在位置1~4刚度逐渐增加,位置5组织则在低应力下显现较低的刚度。

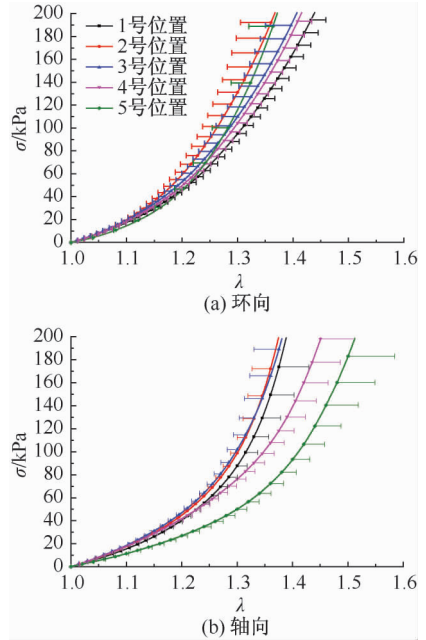


图3 5组位置的应力-伸张比曲线
Fig. 3 Stress-stretch curves in the five positions (a) In circumferential direction, (b) In axial direction

由表1、2可知, K 值逐渐减小,表明弹性纤维模量和胶原纤维模量逐渐增加。环向位置1、2、3的 A 值在0.65附近,而位置4、5的 K 值出现降低的情况(0.589、0.535)。在轴向载荷作用下,位置2、3的被动拉伸响应展现出相似的结果,在低应力下位置5的组织刚度较前4个位置显著偏低。轴向位置1、2、3的 A 值在0.44附近,而位置4、5测量出的 K 值较位置1、2、3高,约为0.590、0.656。

表2 5组位置组织的弹性、胶原纤维模量

Tab.2 Elastic fiber modulus and collagen fiber modulus for the tissues at 5 positions

位置	环向		轴向	
	弹性纤维模量/MPa	胶原纤维模量/MPa	弹性纤维模量/MPa	胶原纤维模量/MPa
1	0.19 ± 0.03	4.61 ± 1.82	0.108 ± 0.016	5.72 ± 1.93
2	0.20 ± 0.04	5.56 ± 2.28	0.117 ± 0.014	5.90 ± 1.72
3	0.22 ± 0.05	5.81 ± 1.67	0.131 ± 0.018	5.26 ± 2.16
4	0.24 ± 0.05	6.92 ± 2.11	0.132 ± 0.025	6.11 ± 2.67
5	0.19 ± 0.05	6.98 ± 1.89	0.099 ± 0.037	4.27 ± 1.17

如表2中所示,环向和轴向的弹性纤维模量随距离心脏的距离增大而逐渐升高,在位置5出现降低。位置1~5环向的胶原纤维模量与位置1~4

的轴向纤维模量也随距离心脏的距离增大而逐渐升高。在位置5轴向胶原纤维模量出现最小值(约为4.27)。

2.2 腹侧面与侧面力学特性对比

为研究腹侧面与侧面的力学特性差异,将两者的应力-伸张比曲线进行对比(见图4)。除了位置5在低应力时环向腹侧面总是较侧面组织组织刚度更强,位置1~4环向侧面组织总是较腹侧面组织刚度更强。在位置2、3、4,高应力下环向侧面组织与腹侧面组织刚度差异较大。由于腹侧面与侧面组织相邻,生物组织个体间波动又大,故并未采用统计学分析方法,而采用均值来探讨它们之间的差异。

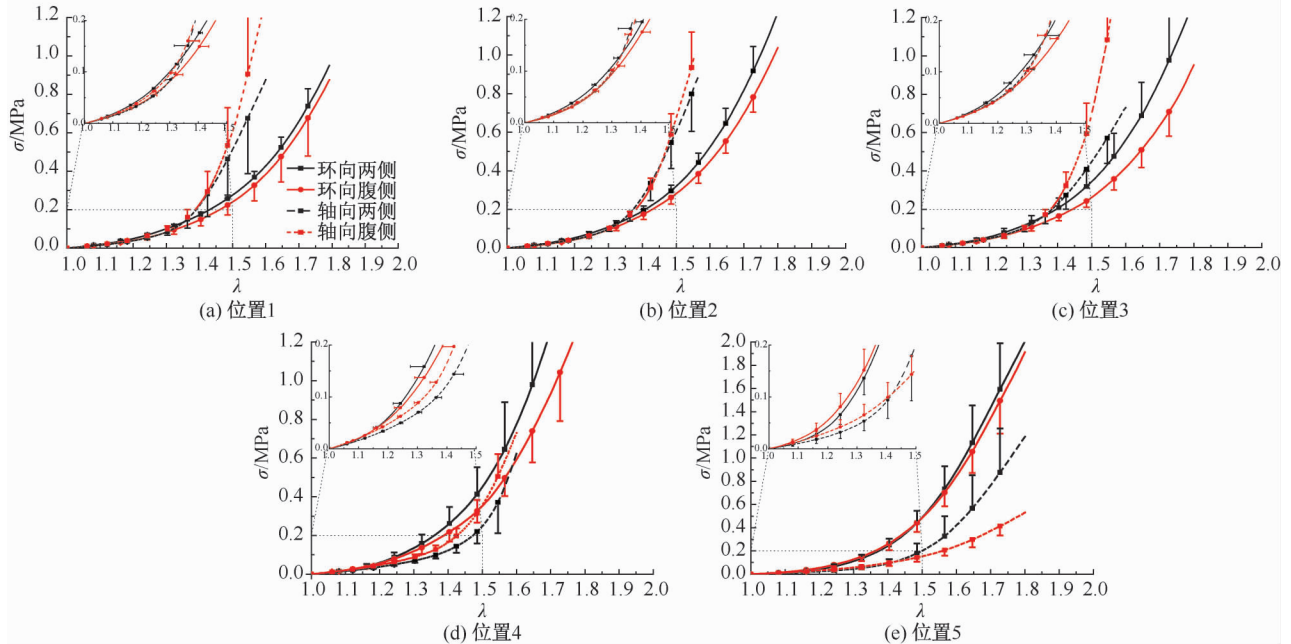


图4 腹侧面与侧面主动脉应力-伸张比曲线

Fig.4 Stress-stretch curves of ventral and lateral quadrants (a) Position 1, (b) Position 2, (c) Position 3, (d) Position 4, (e) Position 5

表3所示为5组位置腹侧面动脉壁与侧面动脉壁的数学模型参数。环向腹侧面的 K 值大于侧面的 K 值;轴向位置1~4腹侧面的 K 值大于侧面的 K 值;轴向位置5腹侧面的 K 值最大。环向拉伸测量的 B 值要大于轴向拉伸测量的 B 值。

由表4可知,环向腹侧面与侧面组织的弹性、胶原纤维模量沿轴向的变化趋势不同。腹侧面与侧面组织的环向弹性纤维模量在位置1~4逐渐上升;但在位置5,侧面的弹性纤维模量出现下降趋

势,而腹侧面环向弹性纤维模量几乎与位置4相同。从位置4到位置5,腹侧面组织的胶原纤维模量快速上升了21.86%,而侧面的胶原纤维模量从位置3到位置4快速上升约13.83%。靠近心脏位置1~4侧面的平均弹性纤维模量高于腹侧面约16%,在位置5侧面环向弹性纤维模量低于腹侧面19%。侧面的环向胶原纤维模量在整个降主动脉高于腹侧面约26%。

表3 5组位置腹侧面动脉壁与侧面动脉壁的数学模型参数

Tab.3 Mathematical parameters of the ventral and lateral aortic quadrants

位置	环向			轴向		
	$K/(MPa^{-1})$	A	B/MPa	$K/(MPa^{-1})$	A	B/MPa
1 侧面($n=12,16$)	0.228 ± 0.075	0.673 ± 0.078	0.143 ± 0.031	0.223 ± 0.093	0.443 ± 0.069	0.047 ± 0.013
腹侧面($n=6,9$)	0.267 ± 0.123	0.659 ± 0.050	0.113 ± 0.029	0.141 ± 0.019	0.458 ± 0.047	0.054 ± 0.007
2 侧面($n=11,14$)	0.188 ± 0.079	0.650 ± 0.103	0.146 ± 0.048	0.189 ± 0.055	0.420 ± 0.031	0.050 ± 0.010
腹侧面($n=5,8$)	0.223 ± 0.058	0.645 ± 0.101	0.126 ± 0.044	0.147 ± 0.035	0.438 ± 0.020	0.052 ± 0.007
3 侧面($n=11,16$)	0.161 ± 0.033	0.671 ± 0.082	0.163 ± 0.051	0.253 ± 0.065	0.445 ± 0.042	0.063 ± 0.011
腹侧面($n=5,9$)	0.211 ± 0.046	0.695 ± 0.052	0.138 ± 0.023	0.140 ± 0.036	0.4442 ± 0.027	0.0545 ± 0.008
4 侧面($n=11,16$)	0.148 ± 0.046	0.601 ± 0.093	0.147 ± 0.034	0.221 ± 0.058	0.619 ± 0.087	0.081 ± 0.018
腹侧面($n=6,9$)	0.219 ± 0.096	0.598 ± 0.133	0.138 ± 0.058	0.149 ± 0.047	0.552 ± 0.050	0.080 ± 0.015
5 侧面($n=11,12$)	0.141 ± 0.038	0.538 ± 0.064	0.099 ± 0.033	0.198 ± 0.029	0.600 ± 0.078	0.049 ± 0.015
腹侧面($n=6,6$)	0.165 ± 0.048	0.528 ± 0.056	0.116 ± 0.038	0.320 ± 0.043	0.746 ± 0.093	0.101 ± 0.042

注: n 表示样本数量,所有样本 $R^2 > 0.99$

表4 环向腹侧面与侧面的弹性、胶原纤维模量

Tab.4 Elastic fiber modulus and collagen fiber modulus of the ventral and lateral quadrants

位置	侧面		腹侧面	
	弹性纤维模量/MPa	胶原纤维模量/MPa	弹性纤维模量/MPa	胶原纤维模量/MPa
1	0.201 ± 0.024	4.72 ± 1.88	0.164 ± 0.036	4.17 ± 1.62
2	0.212 ± 0.040	6.01 ± 2.55	0.185 ± 0.040	4.57 ± 1.24
3	0.235 ± 0.055	6.29 ± 1.70	0.190 ± 0.029	4.77 ± 1.27
4	0.238 ± 0.054	7.16 ± 2.23	0.217 ± 0.059	5.17 ± 2.24
5	0.176 ± 0.042	7.36 ± 1.85	0.210 ± 0.058	6.30 ± 1.93

由表5可知,轴向载荷作用下,位置1~4的胶原纤维模量侧面低于腹侧面约33.3%,位置5侧面的胶原纤维模量高于背侧面约40%。靠近位置1~4侧面的弹性纤维模量和腹侧面接近,位置5上侧面的弹性纤维模量低于腹侧面37%。

表5 轴向腹侧面与侧面弹性、胶原纤维模量

Tab.5 Elastic fiber modulus and collagen fiber modulus of the ventral and lateral quadrants

位置	侧面		腹侧面	
	弹性纤维模量/MPa	胶原纤维模量/MPa	弹性纤维模量/MPa	胶原纤维模量/MPa
1	0.104 ± 0.016	4.96 ± 1.93	0.114 ± 0.014	7.07 ± 1.02
2	0.117 ± 0.016	5.55 ± 1.44	0.115 ± 0.012	7.03 ± 1.67
3	0.137 ± 0.016	4.04 ± 1.02	0.120 ± 0.015	7.43 ± 1.93
4	0.127 ± 0.023	4.75 ± 1.51	0.143 ± 0.023	7.15 ± 2.34
5	0.080 ± 0.022	5.04 ± 0.65	0.127 ± 0.040	3.05 ± 0.52

3 讨论

主动脉的力学特性是影响血液流动系统的重要参数之一,高刚度的血管壁会导致血液压力波形

的改变,甚至会影响心脏的搏动,导致心衰^[15-18]。猪主动脉的宏观结构与人类相似性最高,其微观结构与人类差异很小,且其组织刚度可以用描述人类的本构方程进行精确描述,尽管猪的降主动脉与人体动脉相比较软,猪可作为有效的动物模型来模拟人类^[19](年龄<60岁)。本文研究了猪降主动脉环向和轴向的力学特性。由于残余应力对血管壁的力学特性有一定影响^[20],鉴于试验方法的局限性,本研究未考虑残余应力与轴向的预拉伸。采用单轴拉伸方法测量猪降主动脉5组位置的力学特征,用经典数学模型拟合,并通过模型参数计算相关弹性、胶原纤维弹性模量。同时,腹侧面和侧面的被动力学响应结果表明,环向的弹性、胶原纤维模量随着距离心脏的距离增大而逐步上升,最远端的弹性纤维模量则出现下降趋势;轴向的弹性纤维模量随着远离心脏而逐步上升,胶原纤维模量变化不大,最远端的弹性和胶原纤维模量都出现下降趋势。

Peña等^[8]将降主动脉分为近心端和远心端两部分来研究,Sokolis等^[6]与Kermani等^[9]将其分为上、中、下三部分来研究。其结果都表明,远心端的环向弹性、胶原纤维模量显著高于近心端,且随着距心脏的距离增加而逐渐变大。将降主动脉分成五部分后,发现靠近腹腔干的最远端部分(位置5)不符合上述规律,即弹性、轴向胶原纤维模量在此处出现了下降的趋势。这种现象还鲜有报道,可能是研究者通常将远心端看成是一个整体。

环向A值在位置4、5降低,表示环向胶原纤维更早进入主导地位并被拉开;而轴向A值在位置

4、5升高,表示轴向胶原纤维进入主导地位变慢。胶原纤维在主动脉中以交联网状结构存在,胶原纤维在靠近末端位置1、2开始改变为环向主导。

在侧面与腹侧面对比研究中发现,在位置1~4侧面的环向弹性、胶原纤维模量高于腹侧面约16%和26%。Kim等^[10]采用灌流的加载方法研究猪降主动脉上半部分发现,腹侧面与背侧面管壁分别为最软和刚度最强的部分(两者有统计学差异),侧面为过渡部分,其与腹侧面和背侧面组织的模量对比后无统计学差异;该结果表明,在透壁压为8、12 kPa时,侧面的模量高于腹侧面13.87%和21.63%。这与本文结果的趋势一致,数值的差异可能是由于测量方法不同造成。轴向组织侧面与腹侧面的对比结果显示,位置1~4腹侧面的胶原纤维模量高于侧面33.3%。因此,降主动脉的力学性质在位置1~4波动较小。

另外,腹侧面与侧面胶原纤维模量沿轴向变化的趋势不同。在降主动脉下半部分,从位置4到位置5,腹侧面组织的胶原纤维模量快速上升,而侧面的胶原纤维模量从位置3到位置4快速上升。在最远端的位置5,两侧的环向弹性纤维模量小于腹侧面约19%,轴向的弹性纤维模量小于腹侧面37%。鉴于位置4腹侧面的弹性纤维模量与位置5差异不大(环向约5%,轴向约11%),位置5整体弹性纤维模量的降低是由两侧模量下降引起。研究表明,动脉瘤生长时主要破坏的是弹性纤维结构,极限模量并未发生改变,且常发生在轴向破坏^[21]。位置5出现的左右两侧组织弹性纤维模量降低的情况可能是导致动脉瘤发生的诱因,若发生动脉瘤,其腹侧面轴向胶原纤维模量下降的情况可能导致该位置破裂风险升高。两侧组织作为具有统计学差异的两组样本的过渡部分^[10],本文虽未能从统计学角度上说明两者具有差异性,但将两者之间均值的差异进行了量化。

4 结语

年龄是影响动脉硬化程度的一个重要因素,随着年龄增长动脉的刚度逐渐增加^[22]。本文将猪胸主动脉作为研究对象,提供了细致的动脉力学参数。结果显示,腹侧面与侧面组织的环向的力学特性具有一定差异。相比3段式,5段式的分组方法

可更好地将力学性质开始发生改变的区域细化,有助于进一步理解降主动脉力学特性以及优化相关有限元模型,更好预测健康年轻人降主动脉的环向力学特征情况。腹侧面较软和最远端腹侧面与两侧部分的被动力学响应等信息有助于改进硬化程度的评估标准,更好理解手术中造成的血管扭转所产生的后果^[23]。本文提供的模型参数可为建立更细致的有限元模型提供参考,改善临床治疗手段和支架植入的方法。

参考文献:

- [1] 王文,朱曼璐,王拥军,等.《中国心血管病报告2012》概要[J].中国循环杂志,2013,28(6):408-412.
- [2] GARCÍA AA, PENÁ AE, LABORDA A, et al. Experimental study and constitutive modelling of the passive mechanical properties of the porcine carotid artery and its relation to histological analysis: Implications in animal cardiovascular device trials [J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(6): 665-676.
- [3] HAN HC, FUNG YC. Longitudinal strain of canine and porcine aortas [J]. *J Biomech*, 1995, 28(5): 637-641.
- [4] SOKOLIS DP. Passive mechanical properties and structure of the aorta: Segmental analysis [J]. *Acta Physiologica*, 2007, 190(4): 277-289.
- [5] ROVERI N, RIPAMONTI A, PULGA C, et al. Mechanical behaviour of aortic tissue as a function of collagen orientation [J]. *Makromol Chem*, 181(1): 1999-2007.
- [6] SOKOLIS DP, BOUDOULAS H, KARAYANNACOS PE. Segmental differences of aortic function and composition: Clinical implications [J]. *Hellenic J Cardiol*, 2008, 49(3): 145-154.
- [7] EMMOTT A, GARCIA J, CHUNG J, et al. Biomechanics of the ascending thoracic aorta: A clinical perspective on engineering data [J]. *Can J Cardiol*, 2016, 32(1): 35-44.
- [8] PEÑA JA, MARTÍNEZ MA, PEÑA E. Layer-specific residual deformations and uniaxial and biaxial mechanical properties of thoracic porcine aorta [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2015, 50(1): 55-69.
- [9] KERMANI G, HEMMASIZADEH A, ASSARI S, et al. Investigation of inhomogeneous and anisotropic material behavior of porcine thoracic aorta using nano-indentation tests [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 69(1): 50-56.
- [10] KIM J, BAEK S. Circumferential variations of mechanical behavior of the porcine thoracic aorta during the inflation test [J]. *J Biomech*, 2011, 44(10): 1941-1947.
- [11] CHEN Q, WANG Y, LI ZY. Re-examination of the mechanical anisotropy of porcine thoracic aorta by uniaxial tensile tests [J]. *Biomed Eng Online*, 2016, 15(2): 167.

- [12] HEMMASIZADEH A, DARVISH K, AUTIERI M. Characterization of changes to the mechanical properties of arteries due to cold storage using nanoindentation tests [J]. *Ann Biomed Eng*, 2012, 40(7): 1434-1442.
- [13] 王妍, 王婉洁, 陈强, 等. 猪胸主动脉血管各向异性力学性能的实验研究 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(3): 215-219.
WANG Y, WANG WJ, CHEN Q, *et al*. An experimental study on anisotropic mechanical properties of porcine thoracic aorta [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(3): 215-219.
- [14] RAGHAVAN ML, WEBSTER MW, VORP DA. *Ex vivo*, biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: Assessment using a new mathematical model [J]. *Ann Biomed Eng*, 1996, 24(5): 573-582.
- [15] GEEST JP, SACKS MS, VORP DA. The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta [J]. *J Biomech*, 2006, 39(7): 1324-1334.
- [16] SALSAC AV, SPARKS SR, LASHERAS JC. Hemodynamic changes occurring during the progressive enlargement of abdominal aortic aneurysms [J]. *Ann Biomed Eng*, 2004, 18(1): 14-21.
- [17] RAHMANI S, ALAGHEBAND M, KARIMI A, *et al*. Wall stress in media layer of stented three-layered aortic aneurysm at different intraluminal thrombus locations with pulsatile heart cycle [J]. *J Med Eng Technol*, 2015, 39(4): 239-245.
- [18] HIRATA K, TRIPOSKIADIS F, SPARKS E, *et al*. The Marfan syndrome: Abnormal aortic elastic properties [J]. *J Am Coll Cardiol*, 1991, 18(1): 57-63.
- [19] HWL DB, FERRARA A, CONTI M, *et al*. Comparative analysis of porcine and human thoracic aortic stiffness [J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2018, 55(4): 560-566.
- [20] HAN HC, FUNG YC. Direct measurement of transverse residual strains in aorta [J]. *Am J Physiol*, 1996, 270(2): 750-759.
- [21] VORP DA, SCHIRO BJ, EHRLICH MP, *et al*. Effect of aneurysm on the tensile strength and biomechanical behavior of the ascending thoracic aorta [J]. *Ann Thorac Surg*, 2003, 75(4): 1210-1214.
- [22] 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 Mechan*, 2013, 12(2): 413-414.
- [23] 韩海潮, 刘钦, 姜宗来. 轴向扭转作用下血管的力学特性和组织重建 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(4): 319-326.
HAN HC, LIU Q, JIANG ZL. Mechanical behavior and wall remodeling of blood vessels under axial twist [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(4): 319-326.