DOI:10.16016/j.1000-5404.1989.04.003

人冠状动脉的生物力学特性

Ⅲ. 静态弹性模量与血管结构及其临床意义*

姜宗来 何光篪（解剖学教研室）

提 要 本文在生物软组织试验台上，对7例成人的左冠状动脉前室间支、旋支、右冠状动脉、胸廓内动脉以及大隐静脉进行二维载荷的力学试验，得到上述血管的增量弹性模量、容积弹性模量和压力-应变模量。血管的弹性模量随血压的增长而变大；胸廓内动脉的力学性质比大隐静脉更接近于冠状动脉，且有利于它在移植后保持较长期的畅通。动脉的C/E值大小能够反映动脉弹性的大小。本文还讨论了冠状动脉壁力学性质在动脉粥样硬化发病机理中的可能作用。

关键词 生物力学；冠状血管疾病；心脏疾病；主动脉冠状脉动分流术；弹性模量；二维

本文拟对人冠状动脉和冠状动脉旁路移植常选用的胸廓内动脉以及大隐静脉的静态弹性模量进行比较；对上述血管静态弹性模量与血管显微结构成份含量之间的关系进行探讨；结合临床问题讨论冠状动脉的力学特性在冠心病发病机理和治疗中的意义。

材 料 和 方 法

本文所有7例成人的左冠状动脉前室间支及旋支、右冠状动脉、胸廓内动脉和大隐静脉的材料来源、取材部位、分组以及血管段的准备均与一维载荷试验[1]和二维载荷试验[2]相同。各组血管的例数见结果部分有关图表。

在软组织力学试验台上，对所有血管分别进行预处理和0～24kPa范围内的逐步加压，每步递增2.7kPa，用电视尺寸分析仪（VDA）监测随压力变化的血管外径变化。试验装置以及详细试验方法参见二维载荷试验[2]。随血管内压力的逐步递增，每步都得到血管相应的外径值。按下列公式计算血管的静态弹性模量：

Patel和Vaishnav[4]定义的血管各向同性增量弹性模量（Isotropic incremental elastic modulus, Einc）：

$$Einc = 0.75\frac{\Delta P}{\Delta R}\cdot\frac{R^2}{h} \quad \cdots\cdots (1)$$

Gow[5]定义的血管容积弹性模量（Volume elasticity modulus, Ev）：

$$Ev = V\,\Delta P/\Delta V = \frac{\Delta P}{\Delta R}\cdot\frac{R}{2} \quad \cdots\cdots (2)$$

Gow[5]定义的血管压力-应变模量（Pressure—Strain modulus, Ep）：

$$Ep = \frac{\Delta P}{\Delta R}\cdot R \quad \cdots\cdots (3)$$

式（1）、（2）、（3）中，P、R、h分别是血管内压力、半径和壁厚。

结 果

人冠状动脉、胸廓内动脉和大隐静脉的Einc、Ev和Ep与血管内压力P的关系见图1至图3。

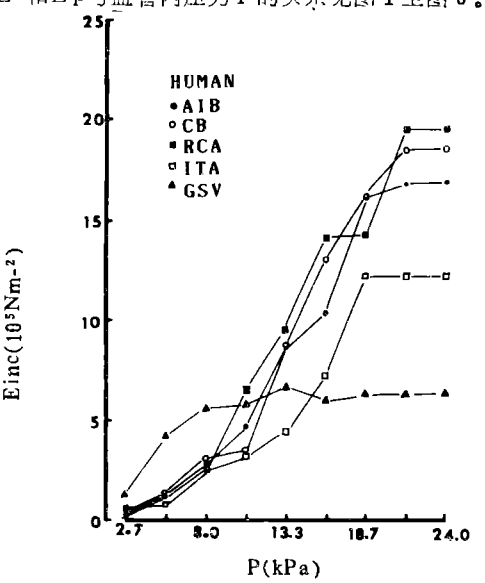


图1 人血管增量弹性模量（*Einc*）与压力（*P*）的关系

*国家自然科学基金资助项目

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

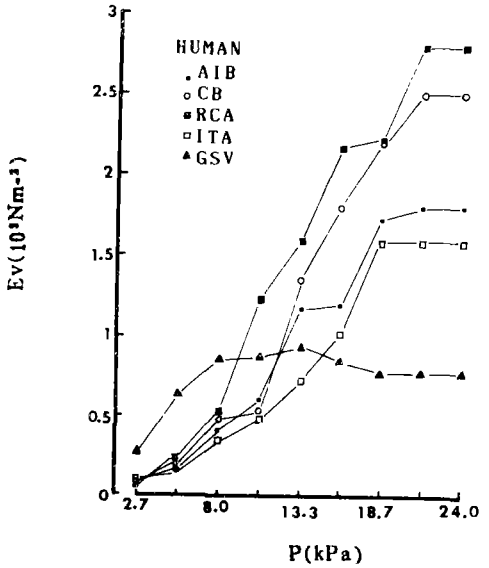


图2 人血管容积弹性模量（*Ev*）与压力（*P*）的关系

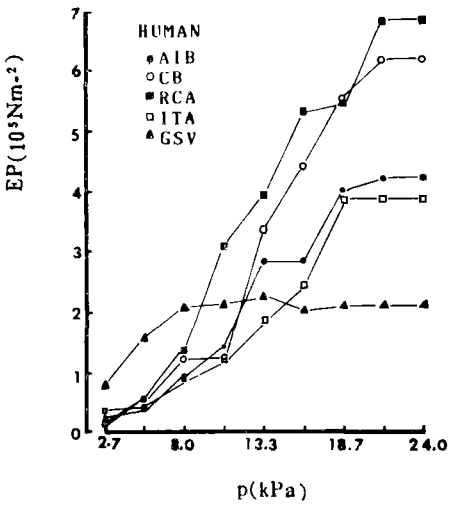


图3 人血管压力－应变模量（*Ep*）与压力（*P*）的关系

上述血管在压力10.7～16.0kPa（80～120 mmHg）范围内的弹性模量值见表1。

由图1至图3可见，人冠状动脉及其有关血管的弹性模量随血管内压力的上升而增长。动脉压达12.3kPa、静脉压达13.3kPa时，血管的口径不再变化，弹性模量也随之不再变化。胸廓内动脉在二维载荷下，所显示的力学性质比大隐静脉更接近于冠状动脉。

表1 人血管常用弹性模量（MMEAN±SD，$10^5 \cdot N^{-2}$）

	Einc			Ep			Ev		
P(kPa)	10.7	13.3	16.0	10.7	13.3	16.0	10.7	13.3	16.0
前室间支(5)*	4.63 ±3.21	8.84 ±3.20	9.18 ±4.35	1.46 ±0.48	2.28 ±0.46	2.75 ±1.01	0.73 ±0.24	1.41 ±0.23	1.38 ±0.50
旋支(5)	3.43 ±1.52	8.84 ±3.78	13.04 ±4.40	1.27 ±0.32	3.36 ±1.16	4.39 ±0.43	0.64 ±0.16	1.68 ±0.81	2.20 ±0.22
右冠状动脉(6)	6.57 ±2.08	9.68 ±3.73	14.24 ±5.93	3.10 ±1.44	3.95 ±0.69	5.32 ±1.45	1.55 ±0.35	1.98 ±0.34	2.66 ±0.73
胸廓内动脉(7)	3.12 ±2.14	4.38 ±2.29	7.14 ±3.59	1.24 ±0.85	1.84 ±1.60	2.45 ±1.19	0.92 ±0.8	0.92 ±0.80	1.23 ±0.60
大隐静脉(6)	5.80 ±2.98	6.55 ±2.82	5.90 ±3.02	2.11 ±1.01	2.29 ±0.86	2.04 ±0.80	1.15 ±0.43	1.15 ±0.43	1.02 ±0.40

注：*各组例数

讨　论

本文二维载荷实验，采用VDA对血管尺寸进行监测。该法与一般测量手段相比，具有非接触、实时测量等优点，便于自动控制、图像和数据存储。二维载荷实验需要控制边界条件，要求试样的边界应该允许自由伸展，待测部位的应力、应变都应该均匀。应用电视监测技术可以达到待测部位比较小，又远离试样的外部边界，从而避免了力学的干扰。

Gow和Hadfield[3]用应变仪卡尺技术研究了人冠状动脉的弹性模量。本文结果与其比较，见表2：

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

表2 人冠状动脉弹性模量比较* ($10^5 N \cdot cm^{-2}$)

作者及方法	前室间支			旋支			右冠状动脉		
	例数	Ep	Einc	例数	Ep	Einc	例数	Ep	Einc
本文（非接触法）	5	2.82	8.84	5	3.36	8.84	6	3.95	9.68
Gow and Hadfield (1979)（接触法）	3	6.24	26.40	2	5.68	12.30	1	6.63	35.00

*P = 13·3kPa 时的平均值

由表3可知，在压力P = 13.3kPa时，人冠状动脉弹性模量的平均值，Gow和Hadfield的结果高于本文。Gow和Hadfield所用的方法，需要将微型应变仪卡尺缝在血管待测部位的外膜上，以测量随压力变化的血管直径变化，是一种接触的方法。造成上述差异的主要原因可能就是方法的不同。

在一维载荷试验[1]中，我们讨论了一维载荷下血管力学特性与血管显微结构成份含量之间的关系。二维载荷下冠状动脉等血管的弹性模量和血管胶原纤维与弹性纤维含量之比（C/E）值之间的关系见图4。

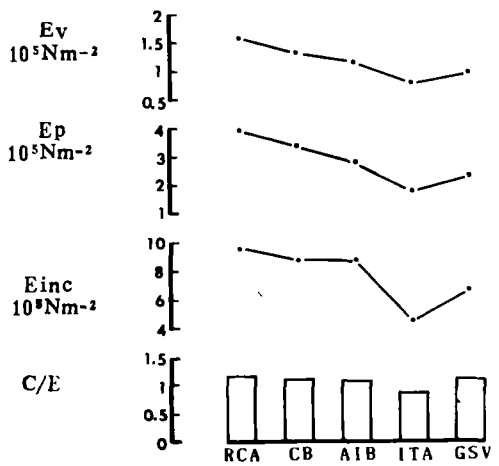


图4 人血管的C/E值与弹性模量之间的关系（P = 13.3kPa）

由图4可见，动脉的弹性模量随动脉C/E值的大小而变化。C/E值大者，弹性模量大，反之亦然。C/E值的大小反映了动脉弹性的大小。这种趋势不一定适用于静脉，同样说明血管的力学特性不但与血管显微结构成份的含量有关，而且与其它空间构型有关。

自从Favaloro等[6]首次用一段大隐静脉替代梗塞的冠状动脉，开创了冠状动脉旁路移植（搭桥）治疗冠心病以来，这种治疗方法已成为心脏血管外科的重要内容之一。它对改善心肌血供，解除心绞痛和恢复心功能是有效的。冠状动脉旁路移植所选用的移植血管主要是胸廓内动脉和大隐静脉。临床上对移植血管的选用至今仍意见不一。大量的临床病例长期随诊观察认为，选用胸廓内动脉，术后动脉内膜不增生，动脉粥样硬化甚微；移植后具有较高的长期畅通率和长期存活率。选用胸廓内动脉将减少冠心病的复发和再次手术[7][8]。主张选用大隐静脉者认为，胸廓内动脉管径较小，血流量较小且手术较复杂[9][10]。冠状动脉旁路移植的基础研究国外也有不少报道，然而这些报道主要涉及移植血管的病理形态、血流量及生化方面的问题[9][11][12]。从移植材料力学特性的角度研究冠状动脉旁路移植中有关问题的报道尚未见到。

本文对人冠状动脉与胸廓内动脉以及大隐静脉的力学特性进行了比较，结果表明：人胸廓内动脉的力学特性比静脉更接近于冠状动脉；而且在同样的应力下，胸廓内动脉的弹性模量低于冠状动脉，比冠状动脉更为“柔顺”，有利于保持它在移植后的良好的长期畅通率。然而，静脉的工作压力比动脉低，它处于动脉平均压13.3kPa的情况下，已达到最大扩张，表现出较大的弹性模量，

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

即管壁已相当“刚硬”。静脉移植到动脉系统后，将受到较大的切应力，可能使内膜受损，较易发生附壁血栓。Chesebro等[13]报道，静脉移植后24h内，附壁血栓的发生率高达75%，附壁血栓的发生是移植静脉早期闭塞的主要原因。从血管生物力学特性的观点出发，在冠状动脉旁路移植中，选用胸廓内动脉作为移植血管较为理想。

高血压是动脉粥样硬化的主要发病因素之一，早已为国内外大量临床资料所确认[14][15]，并被动物实验所证实[16]。高血压引起动脉粥样硬化的机理解释不一。本文结果表明，冠状动脉的弹性模量随动脉压的上升而增长。弹性模量大，管壁的周向应力$S_{\theta\theta}$、轴向应力Szz均增大，而周向应变$E_{\theta\theta}$、轴向应变Ezz均变小。当动脉压增加到21.3 kPa(160mmHg)时，冠状动脉几乎达到最大扩张。如果动脉压再进一步上升，管壁的周向和轴向应力都将大为增加，血管的“刚度”增加，应力对血管壁的直接作用加大。Fox[17]认为，高血压时，管壁压力负荷增加，管壁受损，通透性增加。Fry[18]证实，管壁应力增加可促进血浆蛋白进入血管壁，而内皮细胞本身并无明显可见的损伤。Oka[19]提出，动脉壁的渗透性主要取决于周向应力的大小。各种应力对血管壁的直接作用均促使血液成份进入血管壁，使病变发生发展。然而，动脉粥样硬化发病机理是多方面的，动脉壁力学性质变化的影响仅仅是其中的一个方面。

（本文部分实验在重庆大学生物工程研究中心的生物力学实验室完成，承蒙吴云鹏教授指正、王公瑞教授给予许多具体指导和帮助，谨此致谢！）

参考文献

1. 姜宗来、何光篪。人冠状动脉的生物力学特性Ⅰ.一维载荷下的应力-应变关系。第三军医大学学报 1989,11(4):241
2. 姜宗来、何光篪。人冠状动脉的生物力学特性Ⅱ. 二维载荷下的应力-应变关系。第三军医大学学报 1989,11(4):248
3. Gow BS, Hadfield CD. The elasticity of canine and human coronary arteries with reference to postmortem changes. Circ Res 1979; 45:588
4. Patel DJ, Vaishnav RH. The rheology of large blood vessels. In:Cardiovascular fluid dynamics. Vol. 2,edited by DH Bergel. London & New York: Academic Press 1972: 2～60
5. Gow BS. The influence of vascular muscle on the viscoelastic properties of blood vessels. In:Cardiovascular fluid dynamics. Vol. 2. edited by DH Bergel. London & New York: Academic Press 1972; 66～104
6. Favaloro RG, et al. Saphenous vein autograft replacement of severe segmental coronary artery occlusion : operative technic.Ann Thorac Surg 1968; 5:334
7. Grondin CM, et al. Comparison of late changes in internal mammary artery and saphen ous vein grafts in two consecutive series of patients 10-year after operation. Circulation 1984; 70 (Suppl.1) : 1～208
8. Tector AJ, et al. Expanding the use of the internal mammary artery to improve patency in coronary artery bypass grafting. J Thorac Cardiovasc Surg 1986; 91:9
9. Hamby RI, et al.Comparative study of the postoperative flow in the saphenous vein and internal mammary artery bypass grafts. Am Heart J 1977; 93:306
10. Lytle BM, et al. Isolated left anterior descending coronary atherosclerosis:Long term comparison of internal mammary artery and venous autografts. Circulation 1980; 61:869
11. Vlodaver Z, Edwards JE. Pathologic changes in aortic-coronary arterial saphenous vein grafts.Circulation 1971; 44:719
12. Chaikhoun i A, et al. Human internal mammary artery produces more prostacylin than saphenous vein. J Thorac Cardiovasc Surg 1986; 92:88

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

13 Chesebro JH, et al. The pathogenesis and prevention of aortocoronary vein bypass graft occlusion and restensis after artcrial angioplasty: Role of vascular injury and platelet thrombus deposition. JACC 1986; 8:57B

14. 董承琅、陶寿淇。实用心脏病学。第二版，上海科学技术出版社，1978:659～732

15. Conner WE, Bristow JD. Coronary heart disease, prevention, complications, and treatment. Philadelphia: J B Lippincott CO. 1985

16. 蔡海江，等。动脉粥样硬化与冠心病。北京：人民卫生出版社，1982

17. Fox JA, Hugh AE. Localization ofatheroma: A theory based on boundery layer separation. Brit Heart J 1966; 28:388

18. Fry DL. Certain chemorheologic considerations regarding the blood vascular interface with particular reference to coronary artery disease. Circulation 1969; 40 (Suppl.4) :IV-38

19. 康振黄，等译。心血管血液流变学。北京：计量出版社，1984：148～166

(收稿，1989.1.20；修回，1989.4.3)

Biomechanical Properties of Coronary Arteries in Human. III. Static Elastic Moduli, Microstructure and Clinical Significance

Jiang Zonglai and He Guangchi (Ho Gwangtsi) (Department of Anatomy, Third Military Medical College)

For the 1st and 2nd pts. see ibid vol. 11, no. 4, p. 241 & p.251 (1989). The anterior interventricular branch and the circumflex branch of the left coronary artery and the right coronary artery were excised from 7 autopsy adult subjects without heart diseases. A biaxial loading test for the vascular specimens was completed, which was simultaneously finished in the internal thoracic artery (ITA) and the great saphenous vein (GSV) of the same subjects in order to compare with the coronary arteries. Elastic moduli of the vessels increased with increasing pressure in the vessels. As compared with GSV the mechanical properties of ITA approach the coronary arteries. It is assumed that the coronary artery bypass grafting choose ITA before GSV in view of the mechanical properties of the vascular walls. A ratio of collagen per elastin may be used as an index of the arterial elasticity. It is discussed that the biomechanical properties of the arteries may influence the pathogenesis of the arteriosclerosis.

Key words: biomechanics; coronary disease; heart diseases; aortocoronary bypass; elastic modulus; biaxial

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net