DOI:10.16016/j.1000-5404.1989.04.001

论 著

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*

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了一维载荷的力学试验。上述血管Young's模量（$dT/d\lambda$）随张应力（T）的增长而变大，其一维本构方程为指数函数关系。人胸廓内动脉的力学特性，比大隐静脉更接近于冠状动脉。讨论了血管显微结构成份含量与力学特性的关系，认为动脉的C/E值可以作为动脉弹性的经验指标。

关键词 生物力学；主动脉冠状动脉分流术；胶原；弹性蛋白；应激能力；一维

血液循环力学的基本问题之一是血管与血液的相互作用。研究血液循环，必须了解血管和血液的性质。冠状动脉生物力学特性的研究，对于深入了解冠状动脉的结构和机能有重要意义；也为研究冠状循环的血液流变学、冠心病的发病机理和治疗奠定必要的基础。

冠状动脉力学特性的研究，国外报道主要是狗的资料[1][2][3]。人的资料仅见Gow和Hadfield用应变仪卡尺，对6例离体冠状动脉的研究[4]。国内有关冠状动脉生物力学特征的研究，迄今尚未见有报道。

本文拟对人冠状动脉前室间支、旋支和右冠状动脉进行一维载荷力学试验，以期确定它们的一维本构方程；对冠状动脉旁路移植最常选用的人胸廓内动脉和大隐静脉的生物力学特征与冠状动脉进行比较，为冠状动脉的基础和临床研究提供力学依据。同时，对冠状动脉及有关血管显微结构成份含量与力学特性的关系进行探讨。

材 料 和 方 法

7例男性尸体，年龄18～25岁，非心脏病死亡，死后2～12h内采取下列血管：左冠状动脉前室间支（AIB）、旋支（CB）和右冠状动脉（RCA）近侧段，胸廓内动脉（ITA）中段，大隐静脉（GSV）近侧段，各血管的具体例数见图。

解剖分离血管，结扎所有分支或属支并测量在体长度（L_o），作好标记。所有血管均取2～4 cm长。取下血管，在其两端各切3个横断面切片，置显微镜下（放大20倍），用目镜测微尺，测量血管外径和管壁厚度。每一切片沿血管周长各测8个点，取其均数作为血管外径（D_o）和壁厚（H_o）。所取血管段保存在去钙的Krebs液中，置于4℃冰箱中待用。

实验装置

本文所用生物软组织力学试验台（重庆大学生物工程研究中心研制）主要组成见图1。

* 国家自然科学基金资助项目

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

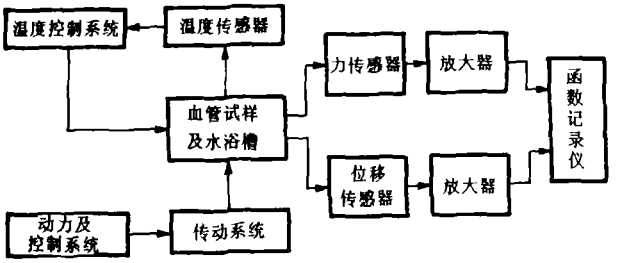


图1 一维载荷试验装置框图

血管试样的两端分别固定在实验台上、下连接器上。上连接器与力传感器相连；下连接器接传动系统。实验台启动后，由可控硅无级调速系统控制的传动装置使连接器上、下运动，血管试样随之产生纵向拉伸。微型力传感器（重庆大学生物工程研究中心研制）和位移传感器（美国TRANS．TEK公司产品）将感受到的力及位移量检测出来，转换成电信号，经放大处理，由函数记录仪记录力－变形曲线。

血管试样水浴在恒温水槽（37℃±0.25℃）的去钙Krebs液中，以维持其生理环境。水槽中的液体由温度控制系统控制进行循环。

预处理

所有血管试样均进行预处理10次（载荷范围0～0.5N，应变率$2.5\times10^{-4}ms^{-1}$）。血管受到周期性的匀速的单轴加载和卸载后，产生力－变形曲线呈滞后现象。预处理开始，曲线逐渐右移，多次重复后，相邻曲线之间的差异不断减少，最终消失，见图2。这样，血管的应力－应变关系在预处理后就具有重复性。

预处理后，即用相同的载荷范围和应变率对血管进行1次加载和卸载试验，记录力－变形曲线，供计算分析。每次试验结束，均用标准砝码与百分表对力及位移量进行标定。

数据处理与分析

设在无载荷条件下，血管的初始长度为L_o、外径为D_o、壁厚为H_o。血管壁的初始横截面积（即血管横截面积减去管腔横截面积）为：

$$A_o=\pi(D_o-H_o)H_o \quad \cdots\cdots (1)$$

试样受力后的瞬时长度为L，载荷为F，则：

伸长比：$\lambda=L/L_o$ …… （2）

张应力：$T=F/A_o$ …… （3）

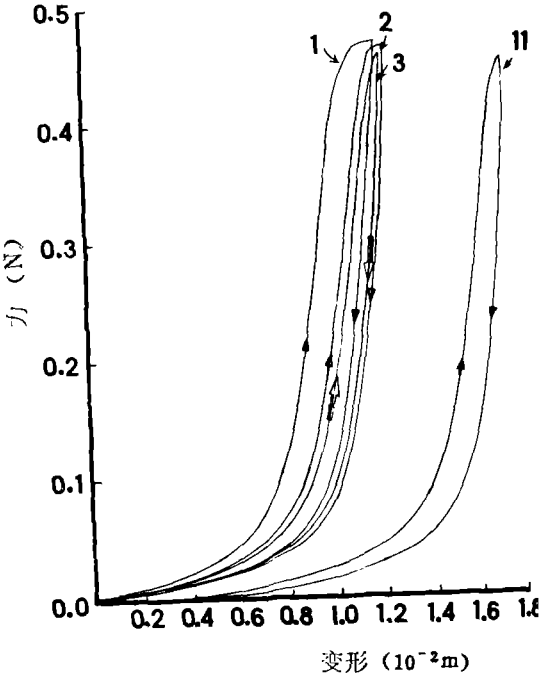


图2 人左冠状动脉旋支的力-变形曲线，示预处理过程

第4～10次曲线略去，第11次曲线是改变原点后记录的，供计算分析。

血管不是弹性体，而是粘弹性体。为了描述血管等生物软组织的粘弹性力学特性，冯元桢[5]提出了生物软组织的拟弹性理论，认为大多数生物软组织的应力－应变关系对应变率的变化不敏感。生物软组织可以看作在加载和卸载时，具有不同应力－应变关系的两种弹性体，将加载过程和卸载过程分别处理。因此，我们可以借用弹性理论的方法来处理血管的粘弹性力学性质。

在足够次数的重复循环加载和卸载试验后，血管的应力－应变关系稳定，应力－应变在规定的循环过程的每一分支都是单值对应的。那么，加载和

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

卸载时，血管的应力-应变关系就可以写成：

$$T = \begin{cases} f_1(\lambda) & d\lambda/dt > 0 \\ f_2(\lambda) & d\lambda/dt < 0 \end{cases} \quad \cdots\cdots (4)$$

f_1、f_2是两个函数。若$f_1(\lambda) = f_2(\lambda)$，材料就是弹性的。如果$f_1(\lambda) \neq f_2(\lambda)$，材料则是非弹性的。分析函数$f_1(\lambda)$和$f_2(\lambda)$的一种比较方便的方法是以T－λ曲线的斜率dT/dλ对T作图，

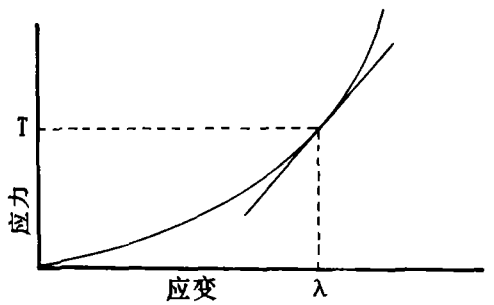


图3　非线性应力-应变曲线的数学处理示意图

如图3所示，对于偏离平衡状态（应力为T，应变为λ）的微小偏差，曲线可以近似地用该点的切线来表示，曲线的Young's模量即为切线的斜率dT/dλ。我们可以在T的变化范围内，用直线拟合实验曲线。

结　果

在载荷范围0～0.5 N、应变率为$2.5\times10^{-4}ms^{-1}$的条件下，循环加载和卸载得到各组所有血管的力－变形曲线。各组血管的典型代表曲线见图4。

当张应力T值在 0～$6.0\times10^{4}Nm^{-2}$ 范围内设定时，各组血管所有曲线上各T值所对应点的斜率dT/dλ即可确定。求得每组所有曲线上同一T值所对应点dT/dλ的平均值，然后以每组血管各T值对应点的平均dT/dλ与T作图。人各组血管的Young's模量（dT/dλ）与张应力(T)的关系见图5。

本文用以下直线方程分别拟合各组实验数据：

$$dT/d\lambda = E_0 + \alpha T \quad \cdots\cdots (5)$$

式中，E_0为截距，α是斜率，该方程可写成：

$$dT/d\lambda = \alpha\ (T + \beta) \quad \cdots\cdots (6)$$

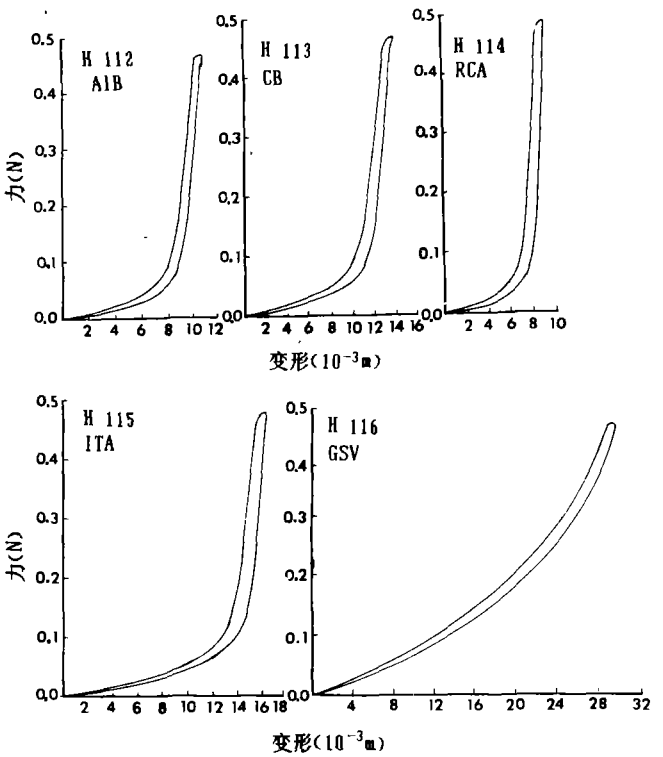


图4　人血管典型力-变形实验记录曲线

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

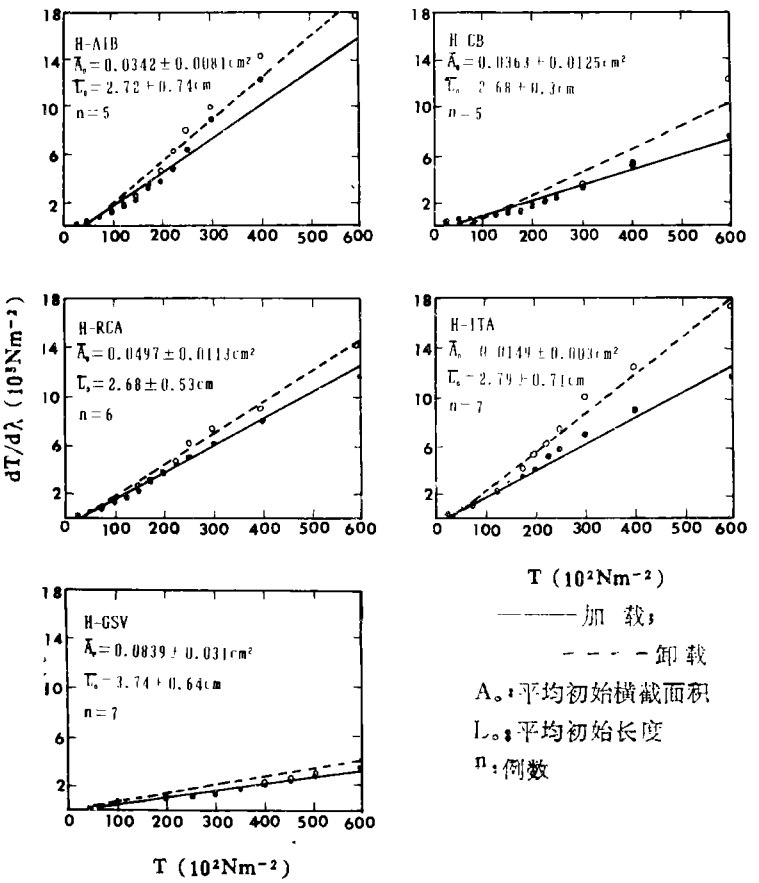


图5 人血管一维载荷下，Young模量dT／dλ与张应力（T）的关系

积分后得：

$$T+\beta=ce^{\alpha\lambda} \quad \cdots\cdots(7)$$

方程7的积分常数可用曲线上任意一点值来确定。如当$\lambda=\lambda^*$时，$T=T^*$，则：

$$T=(T^*+\beta)e^{\alpha(\lambda-\lambda^*)}-\beta \quad \cdots\cdots(8)$$

即当$0\leqslant T\leqslant 6.0\times10^4 Nm^{-2}$，冠状动脉、胸廓内动脉和大隐静脉存在指数型应力－应变关系。方程8是上述血管的一维本构方程。

如图5所示，在相同应变率下卸载曲线拟合的$dT/d\lambda-T$直线的斜率大，可以用两条直线分别去表示加载和卸载过程：

$$\begin{cases}\text{当}dT/dt>0 & dT/d\lambda=\alpha_1(T+\beta_1)\\ \text{当}dT/dt<0 & dT/d\lambda=\alpha_2(T+\beta_2)\end{cases} \quad \cdots\cdots(9)$$

人冠状动脉、胸廓内动脉和大隐静脉一维载荷下的力学特性常数α、β和$dT/d\lambda$分别见表1和表2。

由表1和表2可知，加载过程，张应力达$8.0\times10^4 Nm^{-2}$时，冠状动脉与胸廓内动脉的弹性模量已无差异。大隐静脉在张应力达$3.0\times10^4 Nm^{-2}$时已不再变形。卸载过程，张应力小于$6.0\times10^4 Nm^{-2}$时，胸廓内动脉的α_2值比大隐静脉更接近冠状动脉。张应力大于$6.0\times10^4 Nm^{-2}$后，冠状动脉与胸廓内动脉的弹性模量无差异。从上述结果可以认为，在一维载荷下人胸廓内动脉的力学特性比大隐静脉更接近于冠状动脉。

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

表1 人血管一维载荷下力学特性常数 ($T=0—6.0\times10^4Nm^{-2}$)

	α_1 (无量纲)	β_1 (10^2Nm^{-2})	α_2 (无量纲)	β_2 (10^2Nm^{-2})
前室间支 (AIB)	20.761	−17.528	25.128*	−30.784
旋　支 (CB)	21.098	−8.146	32.169**	−34.258
右冠状动脉 (RCA)	27.827	−34.715	34.821**	−42.606
胸廓内动脉 (ITA)	12.509	−32.471	19.826*	−77.974
大隐静脉 (GSV)	11.548	−29.473	12.438*	−34.935

注：α_1：除AIB与CB、ITA与GSV比较无显著差异 ($P>0.05$) 外，其余各组间两两比较均有显著差异 ($P<0.01$)

α_2：除CB与RCA比较无显著差异 ($P>0.05$) 外，其余各组两两比较均一显著差异 (*$P<0.05$, **$P<0.01$)

表2 人血管一维载荷下的弹性模量 ($dT/d\lambda$) (MEAN±SD, 10^5Nm^{-2})

T (10^4Nm^{-2})	加载			卸载		
	3.0	6.0	8.0+	3.0	6.0++	8.0+++
前室间支 (AIB)	6.35±1.80	11.65±2.61	14.55±3.12	7.58±2.35	14.10± 3.52	20.37±5.21
旋　支 (CB)	6.97±1.94	11.51±3.12	16.81±4.20	9.91±3.10	17.40± 5.93	23.68±3.62
右冠状动脉(RCA)	9.12±2.36	13.99±3.49	15.44±4.59	10.08±1.83	18.01± 5.11	19.26±2.85
胸廓内动脉(ITA)	3.21±2.20*	7.43±3.08*	13.22±11.29	3.28±2.19*	12.66±11.61	15.76±10.59
大隐静脉 (GSV)	3.46±1.48	———	———	3.86±1.58	———	———

注：1.*$P<0.05$，与冠状动脉比较

2.方差分析结果：+$P=0.92$；++$P=0.57$；+++$P=0.46$

讨　论

研究冠状动脉的生物力学特性有两个目的：其一是通过冠状动脉力学特性，了解其结构和功能特征，为冠状循环的基础及临床研究提供必要的力学论据；其二是得到冠状动脉的本构方程，将生物问题变成数学上的边值问题。冠状循环的生物力学研究做数学分析时，需要一个简单通用的法则来表示应力－应变关系，这种关系就是本构方程。

以生物力学的定量工具去分析器官功能时，函数$dT/d\lambda$经常出现，希望能用尽可能简单的形式去表示它。本文给出的方程9，可以作为冠状动脉、胸廓内动脉和大隐静脉$dT/d\lambda$的最简单表示形式。式中α、β是常数。α是Young模量随张应力（T）的变化率；β与截距E_0有关（$\beta=E_0/\alpha$）；E_0是$T=0$时的Young模量值。在生理状态不存在$T=0$的情况，E_0为数学上的估计值。从表1和表2可知，人冠状动脉及有关血管的力学特性常数存在着差异，这在一定程度上反映了血管结构的不同。

血管的组织结构与力学特性之间的关系，在大血管已有了较多的了解[5][6]。然而，对于器官血管，尤其是人类器官血管的研究却极少。在冠状动脉及有关血管显微结构成份定量研究[7]的基础上，本文试分析了冠状动脉等血管显微结构成份的含量与力学特性之间的关系，见图6。

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

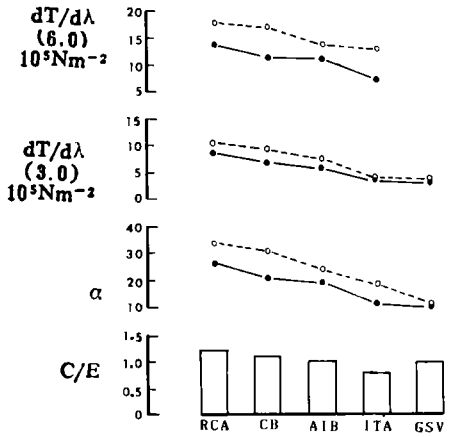


图6 人血管胶原纤维与弹性纤维含量之比和力学特性常数的关系

————加载； - - - - - -卸载

从图6可知，人冠状动脉及胸廓内动脉的α、dT/dλ值随血管胶原纤维与弹性纤维含量之比（C/E值）的降低而呈下降趋势。血管壁的弹性纤维、胶原纤维和平滑肌的力学特性不同。弹性纤维具有较低的弹性模量，胶原纤维则有较高的弹性模量。平滑肌的弹性模量与弹性纤维类似，其精确值取决于它的生理活性[5][6]。在本文离体实验条件下，血管平滑肌处于被动状态，且各血管平滑肌的相对含量无显著性差异[7]，我们可以将它对血管力学特性的贡献考虑为一个常数。血管的C/E值反映了其弹性纤维和胶原纤维含量比例的多寡。冠状动脉的C/E值较高，说明它胶原纤维含量相对较多，弹性模量dT/dλ较大，随应力增加的弹性模量增长率α也大。胸廓内动脉的C/E值较低，则弹性纤维含量多，dT/dλ及α就小。动脉的C/E值大小可以反映动脉弹性的大小。

然而，静脉也具有较高的C/E值，胶原纤维含量相对较多，但它们却表现出与动脉力学特性的差异。可见，血管的力学特性不仅与血管显微结构成份的含量有关，而且还有赖于血管显微结构成份的空间构型。血管显微结构成份空间构型与力学特性的关系，目前的研究水平尚处于定性描述阶段[5][8]，今后的发展有待于方法学的进步。

（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. Cox RH. Passive mechanics and connective tissue composition of canine arteries. Am J Physiol 1978; 234:H533
2. Patel DJ, Janicki JS. Static elastic properties of the left coronary circumflex artery and the common carotid artery in dogs. Circ Res 1970; 27:149
3. Gow BS, et al. The dynamic elastic properties of the canine left circumflex coronary artery. J Biomech 1974; 7:389
4. G w BS, Hadfield CD. The elasticity of canine and human c r nary arteries with reference t p stm rtem changes. Circ Res 1979; 45:588
5. Fung YC. Bi mechanics: mechanical pr - per-ties f living tissue. New Y rk: SpringerVerlag. 1981:196～382
6. McDonald DA. Blo d fl w in arteries. 2nd ed. L nd n: Edward Arn ld 1974:238～282
7. 姜宗来、何光篪。人冠状动脉显微结构成份的定量分析。第三军医大学学报 1989; 11（3）:164～167
8. Azuma T, Hasegawa M. Arheological ppr ach t) the architecture of arterial walls. Jap J Physi l 1971; 21:27

（收稿：1989.1.20；修回：1989.4.3）

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

Biomechanical Properties of Coronary Arteries in Human. I. The Stress -Strain Relationship under Uniaxial Loading

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

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. The uniaxial 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. Young's moduli ($dT/d\lambda$) of the vessels increase with increasing tensile stress. Stress-strain relationships of the vessels were expressed by the exponential function. In comparison with GTV, the mechanical properties of ITA approach the coronary arteries. The relationships between the microstructural components and the mechanical properties are discussed. It is assumed that the ratio of collagen elastin may be used as an index of the arterial elasticity.

Key words, biomechanics; aortocoronary bypass; collagen; elastin; strain; uniaxial

?1994-2015 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net