

人胸主动脉血液脉动流的三维数值分析

林亚华,景在平*,赵志清,梅志军,冯翔,冯睿,陆清声
(第二军医大学长海医院血管外科,上海 200433)

[摘要] 目的:探讨在正常生理脉动流条件下人体胸主动脉内血液流动速度、血管壁面压力和壁面剪应力的分布,为阐明主动脉夹层的发病机制提供理论依据。方法:运用计算流体力学方法和血流动力学的基本原理,对正常人的胸主动脉内血液脉动流进行三维数值模拟。结果:计算获得了正常人的胸主动脉内血液流动在心动周期不同时刻的壁面压力、壁面剪应力、速度和流线分布。收缩期的血管壁面压力比舒张期的血管壁面压力具有更大的量值和变化幅度;在整个收缩期过程中,外侧壁的压力明显地高于内侧壁的压力;主动脉弓和降主动脉的交界处存在明显的压力降。主动脉弓外侧壁的壁面剪应力比主动脉弓内侧壁的壁面剪应力要小很多;主动脉弓内侧壁的壁面剪应力比主动脉弓外侧壁的壁面剪应力具有更大的量值和变化幅度,呈现出周期性的交变应力。结论:血管壁面压力可能与主动脉夹层的发生有关。

[关键词] 胸主动脉;搏动流;主动脉夹层;血流动力学现象

[中图分类号] R 543.1 [文献标识码] A [文章编号] 0258-879X(2006)08-0867-09

Three-dimensional simulation of pulsatile blood flow in human thoracic aorta

LIN Ya-hua, JING Zai-ping*, ZHAO Zhi-qing, MEI Zhi-jun, FENG Xiang, FENG Rui, LU Qing-sheng (Department of Vascular Surgery, Changhai Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200433, China)

[ABSTRACT] Objective: To study the distributions of velocity, wall pressure and wall shear stress of blood flow in the human thoracic aorta under normal physiological pulsatile flow conditions, so as to provide a theoretical foundation for elucidating the pathogenesis of aortic dissection. Methods: By virtue of the Computational Fluid Dynamics and the fundamentals of hemodynamics, the authors obtained the numerical simulations and flow visualizations of pulsating blood flow in the human thoracic aorta. Results: The distributions of velocity, wall pressure, wall shear stress and path line of the blood flow in the thoracic aorta were calculated with a function of time in the cardiac circle. The systolic wall pressure and its dp/dt were higher than diastolic wall pressure and its dp/dt . The pressure of lateral wall was higher than the pressure of medial wall during systole. A distinct depressed pressure was found located at the intersection between aortic arch and descending aorta. Shear stress of wall of lateral aortic arch was less than that of medial wall of aortic arch and the shear stress change in medial wall of aortic arch was greater than that in the lateral aortic wall. The shear stress was in a cyclic and alternative manner. Conclusion: The findings suggest that the wall pressure may be related to the development of aortic dissection.

[KEY WORDS] thoracic aorta; pulsatile flow; aortic dissection; hemodynamic phenomena

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2006, 27(8): 867-875]

血管中的血液流动问题是医学、生理学、生物力学和生物医学工程学等多门学科的重要研究课题。随着流体力学和计算机技术的发展,数值分析、计算流体力学和有限元分析等越来越多地应用到血流动力学研究中,并且为阐明一些血管疾病的发生和发展提供了新的思路和方法。主动脉夹层是常见的心血管疾病之一,其发病机制目前尚未阐明。主动脉夹层的发生和发展与血流动力学有密切的联系。因此有必要对胸主动脉内血液脉动流进行深入的研究。

1 材料和方法

1.1 几何模型 人体胸主动脉的形状是非常不规则的,存在着许多个体差异,在主动脉弓上有 3 根分

支血管,其血流量约占心输出量的 15%^[1]。动脉管具有一定的锥度,即越远离心脏,动脉管的横截面积越小,称此为动脉管的“几何锥削”^[2]。参照文献^[3],本研究选择的数值计算的几何模型如图 1 所示。将升主动脉和降主动脉简化为长的直圆管。将主动脉弓简化为渐缩的圆管,其轴心线的半径 $R_c=36.0$ mm 的半圆环。升主动脉的长度 $L_1=50.0$ mm,半径 $R_1=15.0$ mm。降主动脉的长度 $L_2=220$ mm,半径 $R_2=11.3$ mm。主动脉弓进口半径 $R_3=15.0$ mm,主动脉弓的顶部的血管半径 $R_4=13.7$ mm,主动脉弓出口半径 $R_5=12.5$ mm。主动脉弓上的 3

[作者简介] 林亚华,博士生. E-mai:linyahu@126.com
* Corresponding author. E-mail:jingzp@xueguan.net

根分支的半径(从升主动脉侧开始)分别为 5 mm、4 mm 和 4 mm。计算时采用三维笛卡尔坐标,坐标原点取在主动脉弓半圆环的中心处(图 1B)。

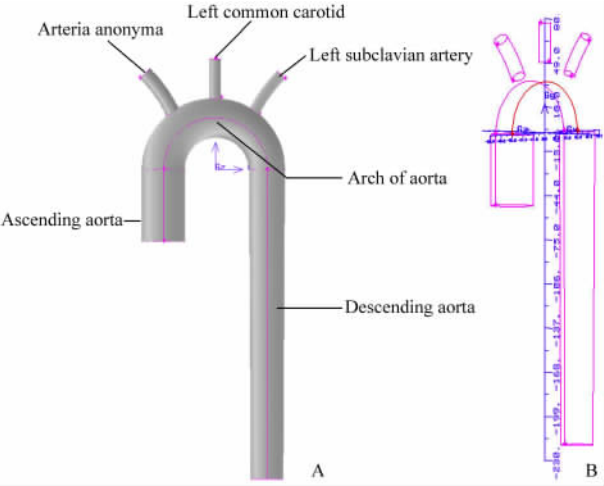


图 1 计算几何模型示意图

Fig 1 Diagram of geometric model

A: Solid figure of geometric model; B: Linear figure of geometric model

1.2 数学模型 虽然我们已经对正常人的胸主动脉经过了高度的简化,但对其的血流动力学研究,无论是寻求解析解还是数值解仍存在很多困难。主要表现在以下几个方面:(1)血液流动的非线性、血管壁的非线性弹性(或非线性黏弹性);(2)有限变形、动脉血管的复杂几何形状;(3)血管和血液的脉动耦合等,这些因素的综合作用极大地增加了研究的难度^[4]。因此,在目前的数值计算技术手段下为得到该问题的合理的数值解,我们对这一血流动力学问题进行了必要和合理的简化,从而获得对胸主动脉的血流动力学的初步认识。

考虑到胸主动脉特别是主动脉弓部分存在分支、弯曲等复杂几何形状,血管壁厚度较大,血管壁的实际变形量不是很大,所以将血管假定为刚性管。由于血液流动的切变率不大,因而可将人体血液的表观黏度视为恒定的,且为胸主动脉,此时人体血液属均匀的不可压缩牛顿黏性流体^[5]。作为判断流体流动是层流或是湍流的无量纲参量是雷诺(Reynolds)数,它定义为: $R_e = \rho VD/\mu$,式中, ρ 为流体密度, V 为流体流动的速度, D 为圆管的内直径, μ 为流体黏度。如果心脏每秒输出量为 C ,即血液在主动脉中的平均流速为 $V = \frac{C}{\pi R^2}$ (R 为半径),于是,主动脉内的 R_e 数表示式为 $R_e = \frac{2C\rho}{\pi R\mu}$,按照人体安静时

平均每搏输出量 70 ml 以及心率 75 次/min。 $R_e = 1\,137 < 2\,300$ 。频率参数 α (也称为 Womersley 数)是作为判断血液流动是否定常的判据。 $\alpha = \sqrt{\omega/\nu}$,式中 $\omega = 2\pi/T$,此处 T 为心动周期, $\nu = \mu/\rho$ 为血液的运动黏性系数, ρ 为血液密度。对于胸主动脉内血液流动, $\alpha = 19.2^{[3]}$,因此流动为非定常的。综上并忽略体积力的影响,采用三维非定常 Navier-Stokes 方程为^[6]:

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho uu)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho uv)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho uw)}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial x}\left(\mu \frac{\partial u}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\mu \frac{\partial u}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(\mu \frac{\partial u}{\partial z}\right) - \frac{\partial p}{\partial x} + S_u \quad (1)$$

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho vu)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho vv)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho vw)}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial x}\left(\mu \frac{\partial v}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\mu \frac{\partial v}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(\mu \frac{\partial v}{\partial z}\right) - \frac{\partial p}{\partial y} + S_v \quad (2)$$

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho wu)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho wv)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho ww)}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial x}\left(\mu \frac{\partial w}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\mu \frac{\partial w}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(\mu \frac{\partial w}{\partial z}\right) - \frac{\partial p}{\partial z} + S_w \quad (3)$$

以上, u 、 v 、 w 分别为 x 方向、 y 方向和 z 方向的速度分量,m/s; ρ 为血液的密度,kg/m³; p 为血液流场的压力,Pa; μ 为血液的黏性系数,kg/ms; S_u 、 S_v 、 S_w 是 S_w 是动量守恒方程的广义源项。

血液的黏性系数 $\mu = 0.003\,5\text{ kg/ms}$,血液密度 $\rho = 1.05 \times 10^3\text{ kg/m}^3$ (这是人体血液在正常体温 37℃ 时测得的数据^[6])。

血液视为不可压缩流体,连续性方程为:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4)$$

1.3 计算方法 本研究采用 CFD 软件包(gambit 和 Fluent 软件)进行前处理(包括几何建模和网格划分)、分析计算和计算结果后处理。应用三维单精度分离式解法的 SIMPLE(semi-implicit method for pressure-linked equations)算法。

(1)计算区域划分为血液流动区、血管壁面、血液进口断面、血液出口断面等区域,分别给定边界条件和计算初始条件。血液出口断面采用自由出流条件,降主动脉处出口取 0.85,主动脉弓上 3 根分支出口取 0.15。入口处血管内压为 100 mmHg(1 mmHg=0.133 kPa)。血液进口断面采用如图 2 所示的升主动脉速度(V_{inlet} , cm · s⁻¹)进口条件如

下^[5]:

$$V_{inlet}(t)=\begin{cases} 240e^{-7.557t}\sin 13.09t & 0\leq t\leq 0.24\text{ s} \\ -34.3e^{-7.557t(t-0.24)}\sin 13.09(t-0.24) & 0.24\text{ s}<t\leq 0.274\text{ 3 s} \\ 0 & 0.274\text{ 3 s}<t\leq 0.8\text{ s} \end{cases}\quad (5)$$

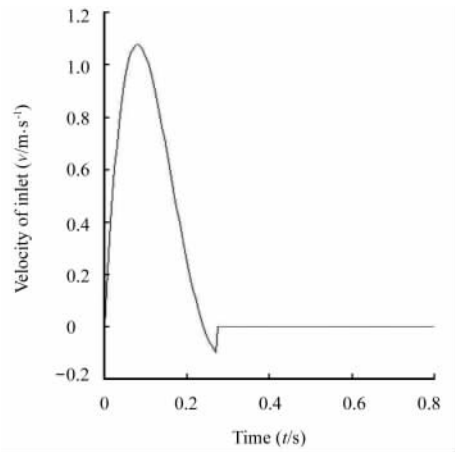


图 2 计算进口速度(一个心动周期)
Fig 2 Velocity at entrance in a cardiac cycle

(2)迭代计算过程中变量压力、密度和动量的松弛因子分别取 0.3、1.0 和 0.7。

(3)微分方程组离散格式采用二阶精度的迎风格式。

(4)计算中采取变量限制技术,保证计算的收敛性和稳定性。

(5)由于计算区域的不规则性,所以采用非结构化网格进行网格划分。整个划分的网格共 592 550 个单元、1 208 939 个面和 110 994 个节点。

经过若干个周期的重复运算,得到了稳定的收敛解。

2 结 果

2.1 胸主动脉血液流场的流线分布 在一个心动周期内不同时刻的流线分布如图 3 所示,图 3 分别图示了典型时刻 $t=0、0.04、0.08、0.10、0.15、0.20、0.23、0.24、0.26、0.27、0.30、0.70$ s 时刻的血液流场的流线图(三维血管正面观,单位:m/s)。

2.2 胸主动脉血液流场的速度矢量分布 在一个心动周期内不同时刻的速度矢量分布如图 4 所示,图 4 分别图示了典型时刻 $t=0、0.04、0.08、0.10、0.15、0.20、0.23、0.24、0.26、0.27、0.30、0.70$ s 时刻的血液流场的速度矢量(三维血管正面观,单位:m/s)。

2.3 胸主动脉血液流场的血管壁面压力分布 在一个心动周期内不同时刻的血管壁面压力分布如图 5 所示,图 5 分别图示了典型时刻 $t=0、0.04、0.08、0.10、0.15、0.20、0.23、0.24、0.26、0.27、0.30、0.70$ s 时刻的血液流场的血管壁面压力分布图(三维血管正面观,单位:Pa)。

2.4 胸主动脉血液流场的血管壁面剪应力分布 在一个心动周期内不同时刻的血管壁面剪应力分布如图 6 所示,图 6 分别图示了典型时刻 $t=0、0.04、0.08、0.10、0.15、0.20、0.23、0.24、0.26、0.27、0.30、0.70$ s 时刻的血液流场的血管壁面剪应力分布图(三维血管正面观,单位:Pa)。

2.5 主动脉弓进、出口处横截面血液流场的速度矢量分布 在一个心动周期内不同时刻的主动脉弓进、出口处横截面血液流场的速度矢量分布如图 7 所示,图 7 分别图示了典型时刻 $t=0、0.04、0.08、0.10、0.15、0.20、0.23、0.24、0.26、0.27、0.30、0.70$ s 时刻的主动脉弓进、出口处横截面血液流场的速度矢量分布图(单位:m/s)。

3 讨 论

从进口速度函数(5)式可看到,在一个心动周期中,仅在 $t=0\sim 0.24$ s 这段时间内进口速度为正值,其后在很短的一段时间内($t=0.24\sim 0.274\text{ 3 s}$)进口速度为负值,在这之后进口速度均为 0 直到下一循环开始。但从模拟计算的结果可以看出,在整个心动周期过程中,动脉中始终存在着血液流动,不存在真正的静止阶段。即使在进口平均速度为“0”的时间段内,流场断面的轴向和径向速度并不为“0”。从流线图(图 3)可以看出动脉内血液流场的流线在速度上升期迅速地从初始($t=0$)极不规则变为类似于长直管内的定常流动,但由于主动脉弓曲率和锥度的影响,使得沿流动各断面的速度峰值向主动脉弓内侧偏斜。从 $t=0.08$ s 时(此时为进口速度峰值)即开始出现不规则的流线且随着进口速度的下降,不规则的流线逐渐增多而且越来越不规则。此时,沿流动各断面的轴向速度峰值逐渐向主动脉弓外侧壁转移。

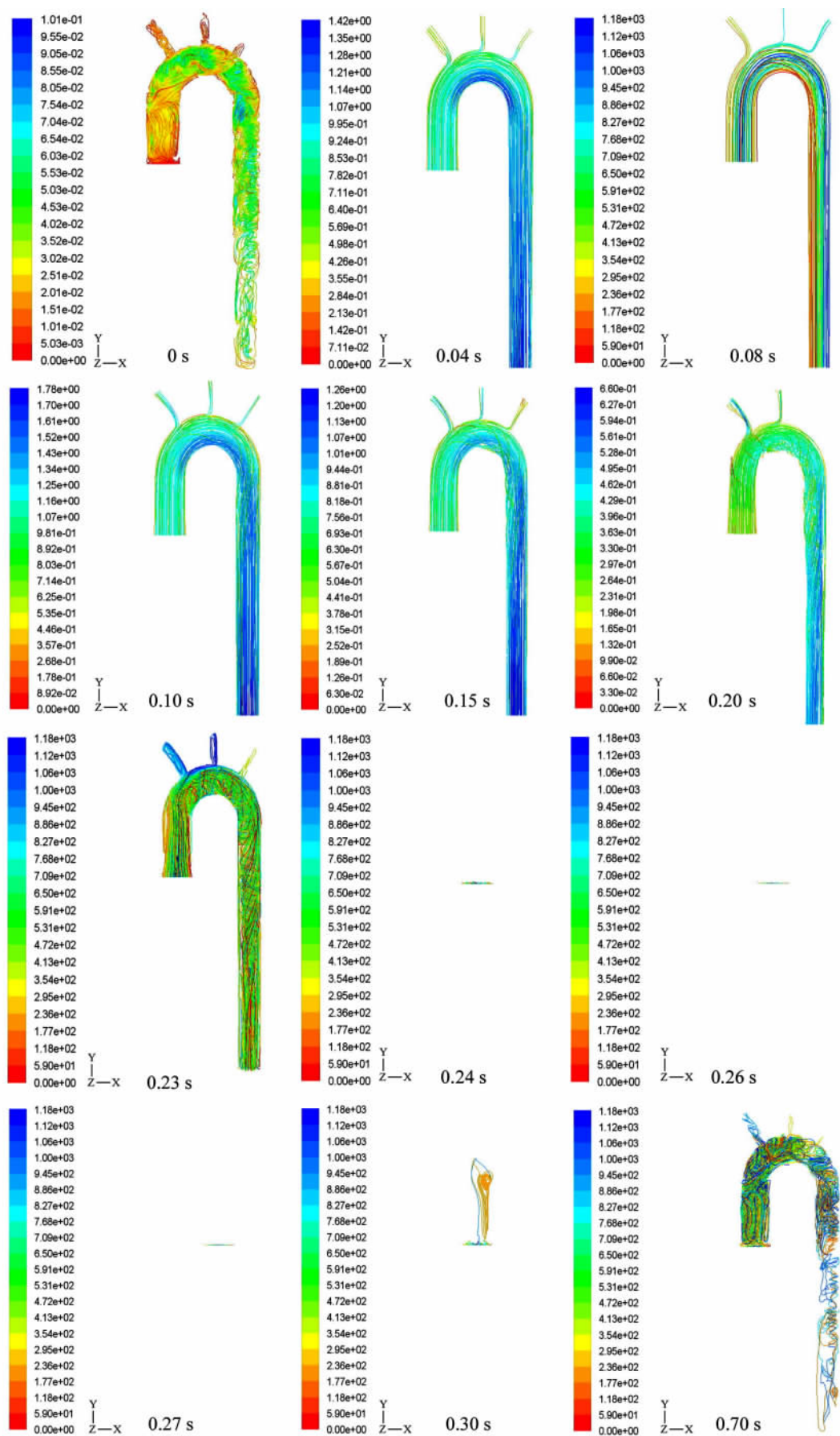


图 3 血液流动在一个心动周期内不同时刻的流线

Fig 3 Path lines of blood flow within a cardiac cycle

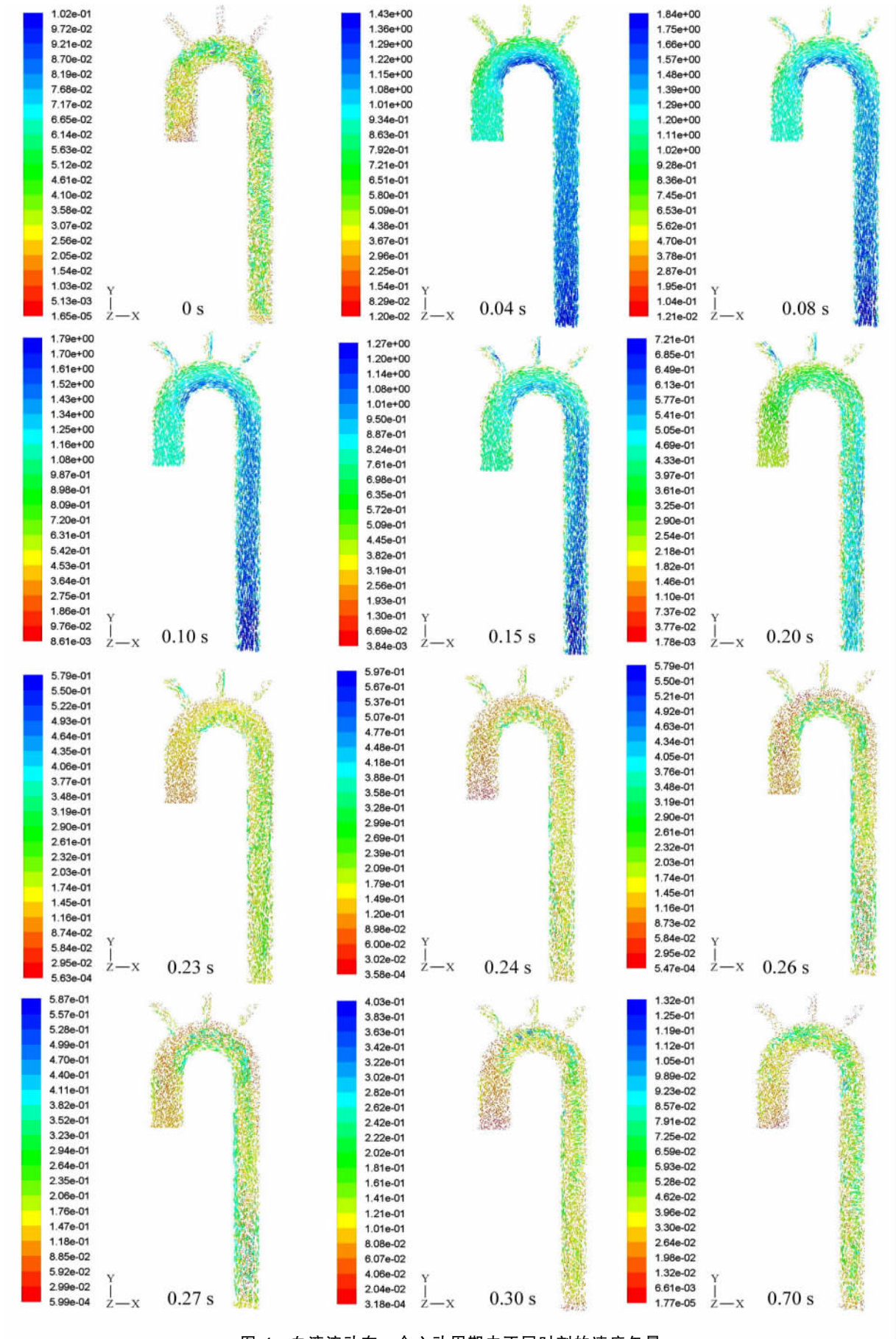


图 4 血液流动在一个心动周期内不同时刻的速度矢量

Fig 4 Velocity vector of blood flow within a cardiac circle

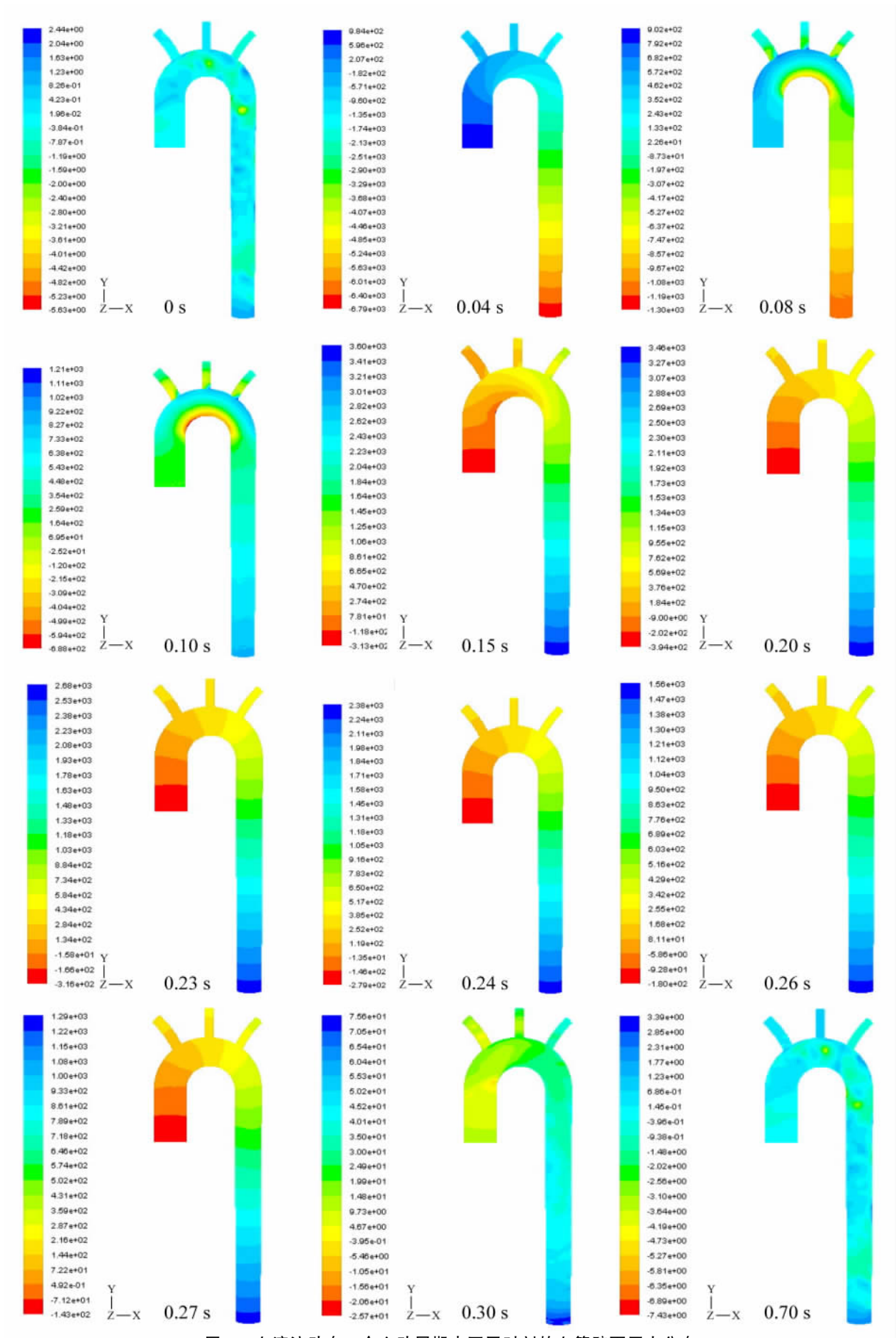


图 5 血液流动在一个心动周期内不同时刻的血管壁面压力分布
Fig 5 Wall pressure distribution of blood flow within a cardiac cycle

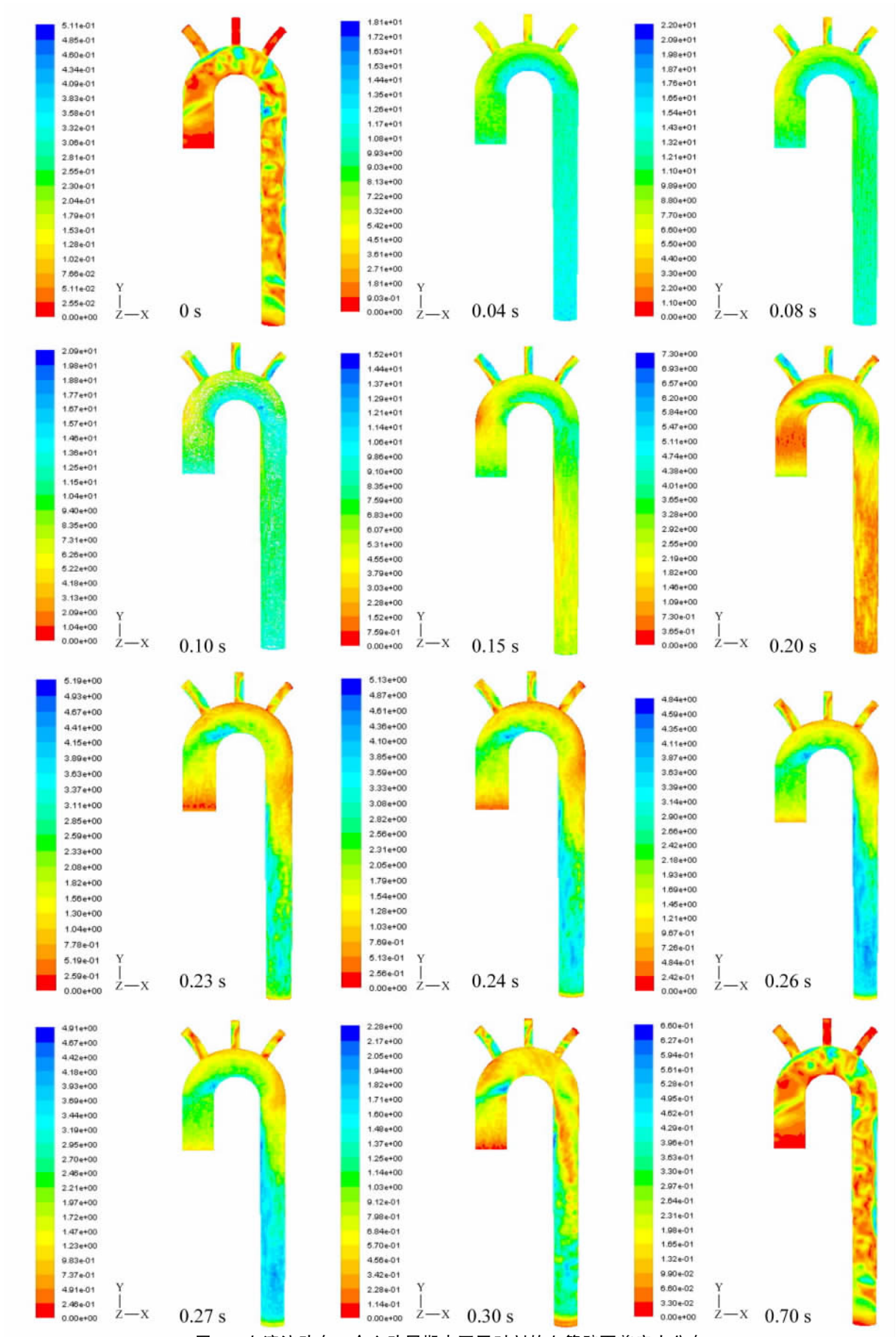


图 6 血液流动在一个心动周期内不同时刻的血管壁面剪应力分布
Fig 6 Wall shear stress distribution of blood flow within a cardiac cycle

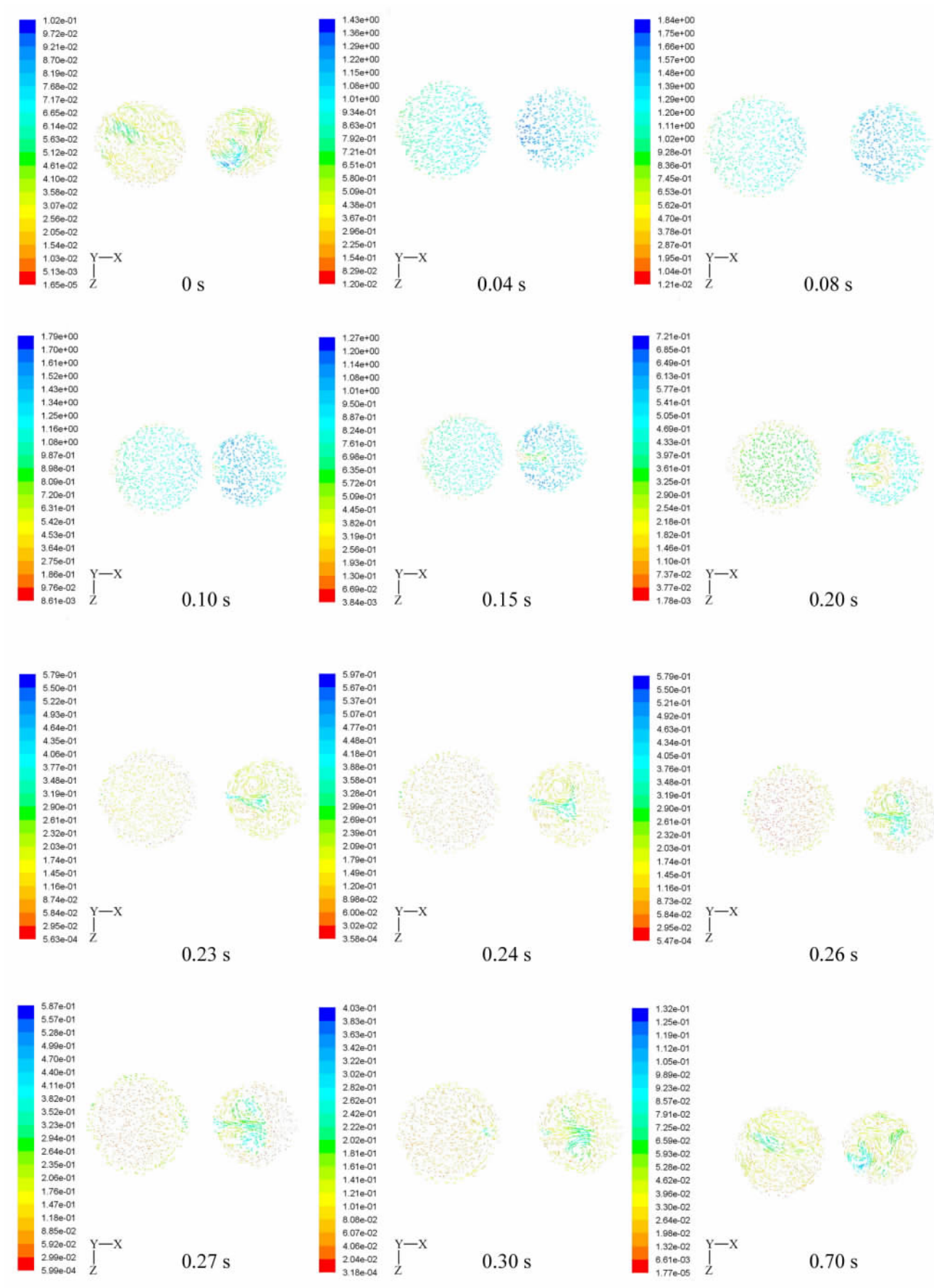


图 7 主动脉弓进、出口处横截面血液流场的速度矢量(左侧为进口,右侧为出口)
Fig 7 Velocity vector of inlet(right) and entrance(left) of aortic arch within a cardiac circle

由图 7 可以看到,在 $t=0.2\text{ s}$ 时,主动脉弓出口处横断面的血液流场在主动脉弓内侧出现了边界层的彻底分离,出现了两个基本上对称的漩涡,也就是出现了内部二次流,且漩涡在舒张期逐渐转移到主动脉弓的外侧。在 $t=0.23\text{ s}$ 时,无名动脉内开始出现二次流。在 $t=0.7\text{ s}$ 时,主动脉弓进口处(即升主动脉和主动脉弓交界)的血液流场亦出现了内部二次流,其漩涡的方向与主动脉弓出口处的漩涡方向相反。从图 4 可以看到,在舒张末期 $t=0.7\text{ s}$ 和 $t=0.8\text{ s}$ (即 $t=0$) 时,整个胸主动脉存在多处的漩涡。从图 4 可以看到,从 $t=0.23\text{ s}$ 开始,从降主动脉内侧开始出现回流,且回流量逐渐增加,并向近心端、向外侧发展。

由血液流动在一个心动周期内不同时刻的血管壁面压力分布(图 5)可以看出,收缩期的血管壁面压力比舒张期的血管壁面压力具有更大的量值和变化幅度。在收缩早期(速度上升期),血管壁面压力从近心端向远心端逐渐降低,从 $t=0.1\text{ s}$,降主动脉远心端的压力开始超过升主动脉近心端的压力。此后血管壁面压力从近心端向远心端逐渐增大,在舒张期后半段升、降主动脉血管壁面压力慢慢恢复到差不多一样。在升主动脉和降主动脉处的血管壁面压力内、外侧基本相同。而主动脉弓的血管壁面压力在整个收缩期过程中,外侧壁的压力明显地高于内侧壁的压力。在舒张期胸主动脉的血管壁面压力分布内、外侧壁没有明显的差别。近端夹层的发病率高于远端。有资料^[7]表明,内膜裂口 65% 位于升主动脉,20% 位于降主动脉,10% 位于主动脉弓,5% 位于腹主动脉。从本研究可以发现,在升主动脉近心端血管壁面压力在极短的时间内由 0 上升到 970 Pa,而后又迅速降到 -394 Pa,然后逐渐恢复到 0。升主动脉血管壁面压力比其他部位的血管壁面压力具有更大的量值和变化幅度。降主动脉远端的血管壁面压力变化亦具有较大的量值和变化幅度。从上面分析可见,在整个心动周期过程中动脉血管壁面压力呈现很强的脉动性,可引起主动脉中层弹力组织不断地收缩和拉伸以适应血管壁面压力,最终导致主动脉中层弹力组织退变。同时,我们从临床上观察到内膜裂口位于主动脉弓的夹层其裂口大多位于主动脉弓的外侧,这与本研究观察到主动脉弓的血管壁面压力在整个收缩期过程中,外侧壁的压力明显地高于内侧壁的压力相一致。同时我们临床观察到Ⅲ型主动脉夹层裂口多位于主动脉弓和降主动脉交界处,从图 5 的 0.04、0.08 和 1.0 s 我们观察到

在主动脉弓和降主动脉的交界处存在明显的压力降。这提示血管壁面压力的分布与主动脉夹层的发生可能有一定的联系。

从一个心动周期内不同时刻的血管壁面剪应力的分布(图 6)可以看出,在整个循环过程中,主动脉弓内、外侧壁壁面剪应力的差别较大,主动脉弓外侧壁的壁面剪应力在 0~8.53 Pa 之间变化,主动脉弓内侧壁的壁面剪应力在 0~23.9 Pa 之间变化,主动脉弓外侧壁的壁面剪应力比主动脉弓内侧壁的壁面剪应力要小很多。主动脉弓外侧壁的最大壁面剪应力是主动脉弓内侧壁的最大壁面剪应力 35.69%。主动脉弓内侧壁的壁面剪应力比主动脉弓外侧壁的壁面剪应力具有更大的量值和变化幅度,呈现出周期性的交变应力。血管壁面剪应力与内皮细胞的关系目前已有了较多的研究,本研究对两者之间的关系不作详细的讨论。从本研究中发现,主动脉弓壁面剪应力在主动脉弓内侧壁具有更大的量值和变化幅度,主动脉夹层发生在此部位非常少见,这提示剪应力与主动脉夹层的发生关系不大。

通过对理想化的胸主动脉模型进行数值分析,得出正常胸主动脉内血液流场的流线、速度矢量、血管壁面压力和血管壁面剪应力的分布和变化。这为研究其他血管和一些血管疾病的血流动力学问题提供了新的方法;同时可以帮助我们更好地研究血液流动现象与血管疾病如主动脉夹层、动脉粥样硬化等之间的关系,为进一步阐明主动脉夹层的发病机制以及有效预防和治疗主动脉夹层等心血管疾病提供新的思路。

[参 考 文 献]

[1] Shahcheraghi N, Dwyer HA, Cheer AY, et al. Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch[J]. J Biomech Eng, 2002, 124: 378-387.
[2] 柳兆荣, 李惜惜. 弹性腔理论及其在心血管系统分析中的应用[M]. 北京: 科学出版社, 1987: 4-11.
[3] 杨光钊, 凌美玲, 沈天真, 等. 正常胸主动脉内径磁共振成像测量[J]. 中国循环杂志, 1994, 9: 32-34.
[4] 乔爱科, 伍时桂, 刘有军. 弯曲动脉内脉动流的有限元分析[J]. 北京工业大学学报, 2001, 27: 240-246.
[5] 邱 霖, 岑人经. 有锥角度的主动脉弓血液脉动流数值分析[J]. 医用生物力学, 2004, 19: 74-78.
[6] 王福军. 计算流体力学分析——CFD 软件原理与应用[M]. 北京: 清华大学出版社, 2004: 7-9.
[7] Hagan PG, Nienaber CA, Isselbacher EM, et al. The international registry of acute aortic dissection (IRAD): new insights into an old disease[J]. JAMA, 2000, 283: 897-903.