

DOI:10.3724/SP.J.1008.2010.00516

三维人胸主动脉中血流动力学的数值研究

向亚菲¹, 殷俊锋¹, 向力³, 邵天宇¹, 黄俊峰², 汤敬东^{2*}

1. 同济大学数学系, 上海 200092
2. 第二军医大学长海医院血管外科, 上海 200433
3. 中南大学湘雅二医院普通外科, 长沙 410011

[摘要] **目的** 分离与重建人体胸主动脉弓的三维仿真模型, 对人体胸主动脉中的脉冲血流进行三维数值模拟和研究。**方法** 运用计算流体力学的基本原理和血流动力学的相关知识, 依据临床上采集到的人胸 CT 扫描数据, 运用图像处理软件 Mimics 分离并重建人体胸主动脉弓的三维仿真模型。**结果** 计算出当以抛物型脉冲血流作为初始速度时, 正常人的胸主动脉内血液流动在心动周期内不同时刻的血液流场、壁面压力、速度分布。主动脉弓与分支血管界面远心端的血流速度明显高于近心端的血流速度, 主动脉弓段内外壁血流存在明显的压力差, 血流速度和压力变化剧烈区域, 特别是左锁骨下动脉分出点以下约 2~3 cm 处的局部区域, 与临床主动脉夹层易发区域相吻合。这说明血流压力和速度对胸主动脉夹层的发生有很大的影响。**结论** 基于 CT 扫描数据进行数值模拟与仿真建模有利于深入开展生物流体力学研究, 而主动脉弓血液流场的数值模拟对临床主动脉夹层的诊断和治疗提供了很大的帮助。

[关键词] 血流动力学; 胸主动脉瘤; X 线计算机体层摄影术; 三维成像; 脉动流; 有限元

[中图分类号] R 445.3 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2010)05-0516-05

Three-dimensional simulation of blood flow in human thoracic aorta

XIANG Ya-fei¹, YIN Jun-feng¹, XIANG Li³, SHAO Tian-yu¹, HUANG Jun-feng², TANG Jing-dong^{2*}

1. Department of Mathematics, Tongji University, Shanghai 200092, China
2. Department of Vascular Surgery, Changhai Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200433, China
3. Department of General Surgery, The Second Affiliated Hospital of Central South University, Changsha 410011, Hunan, China

[Abstract] **Objective** To reconstruct a three-dimensional model of the human thoracic aorta, so as to numerically simulate and study the pulsating blood flow in human thoracic aorta. **Methods** A three-dimensional reconstruction of the human thoracic aorta arch was obtained using CT scan imaging on a human aorta by Mimics, a software for image processing. The numerical simulations were obtained based on the principle of computational fluid mechanics and hemodynamics. **Results** The distribution of velocity, pressure, and path of the blood flow in the aortic arch of normal people were calculated at a given pulsating and parabolic initial cycle. Our numerical results demonstrated that the blood velocity of distal end was greatly faster than that of proximal end on the interface between branch and aortic arch. There was an obvious pressure gradient between the inner wall and outer wall of blood vessels. The areas where the blood velocity and pressure changed greatly were consistent with the location of the thoracic aortic dissection, especially the area 2-3 cm below the left subclavian artery, suggesting that the blood pressure and velocity may greatly influence the progress of aortic dissection. **Conclusion** Numerical simulation and modeling based on CT scan data can help to study bio-fluid mechanics. At the same time, the numerical simulation of blood flow will greatly help the diagnosis and treatment of the aortic dissection and arteriosclerosis.

[Key words] hemodynamics; thoracic aortic aneurysm; X-ray computed tomography; three-dimensional imaging; pulsatile flow; finite element

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2010, 31(5):516-520]

[收稿日期] 2009-11-06 **[接受日期]** 2010-01-26

[基金项目] 国家自然科学基金(10801106, 030036009), 国家大学生创新性实验计划(081024721), 上海市浦江人才计划(09PJ1409800), 同济大学青年优秀人才培养行动计划(1390219081). Supported by National Natural Science Foundation of China(10801106, 030036009), National Innovation Experiment Program for University Students (081024721), Pujiang Program of Shanghai Municipal Government (09PJ1409800) and Program for Young Excellent Talents of Tongji University(1390219081).

[作者简介] 向亚菲, 同济大学数学系数学与应用数学专业 2007 级本科生. E-mail: 073385@tongji.edu.cn

* 通讯作者(Corresponding author). Tel: 021-66111105, E-mail: drtangjingdong@126.com

心血管中血流动力学的数值模拟和分析一直是医学、生物力学中的研究热点,它试图揭示人体心血管系统运动规律以及探讨主动脉夹层等疾病形成和发展的力学机制。近年来,因为心血管病导致死亡的病例呈不断上升趋势。因此,建立胸主动脉段血管三维模型,研究胸主动脉段血管的力学性质,成为临床治疗和进一步科学研究的迫切需求。本研究通过对临床采集到的患者胸腔原始 CT 扫描数据,分离并重构了患者病变胸主动脉的三维立体图像。进一步运用血流动力学的基本原理和数学有限元模型,进行三维血流动力学的计算机数值模拟,获取了胸主动脉内的血液流场、壁面压力和截面速度分布等数据,并在此基础上分析研究血流压强、速度与心

血管疾病形成之间的联系。

1 材料和方法

1.1 几何模型 本研究中的关键技术即人体胸主动脉弓三维模型数字化重构的具体流程如下描述:获取 CT 仪临床数据,利用 Mimics 软件整体导入 DICOM 格式文件。导入原始的断层图片后,Mimics 软件会自动计算生成冠状面图和矢状面图。如图 1A 所示为胸腔的视图。本研究中的主动脉弓 CT 数据由 GE MEDICAL SYSTEMS(美国)采集获得,采集 ID 7380,层厚 1.250 mm,共计 217 层,每层图像平面分辨率 512×512 ,像素尺寸 0.869 mm。

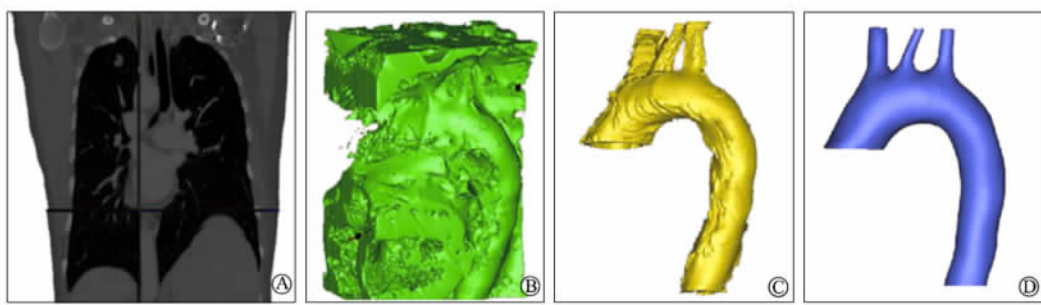


图 1 三维胸主动脉弓图像数字化重构过程

Fig 1 3-D digital reconstruction of thoracic aortic arch images

A: Pleural contrast; B: Three-dimensional model; C: Before smoothing; D: After smoothing of untreated thoracic aortic arch

根据不同组织的灰度值不同,通过阈值设定($-100 \sim 150$)提取出脂肪和肌肉组织,再对范围进行框定,并组建成三维模型,得到如图 1B 所示的主动脉弓及部分心脏的三维模型。

由于心脏、肺动脉、脊柱外侧组织与主动脉弓贴合在一起,在三维模型中直接分离主动脉弓及其分支血管难度较大。故利用 Mimics 软件的多层编辑功能对每层图层进行编辑操作,删除所需主动脉弓及其分支血管以外的其他组织,并组建成三维模型,得到如图 1C 所示的主动脉弓血管壁模型。

此时生成的血管壁模型表面由于 CT 的阈值差别产生了许多空洞,需要消除才能合理地模拟真实三维血管模型及进行后续计算,所以对每一幅断层图片进行手动的像素填补、光滑处理、裁剪,得到如图 1D 所示的胸主动脉内腔封闭实体三维模型。

1.2 数学模型 由于胸主动脉的血流动力学研究,无论是寻求解析解还是数值解都存在着很多难点,在现有的数值计算技术下,为了得到此问题的合理的数值解,我们对实际问题进行了必要且合理的简化,根据流体力学方程建立了数学模型,从而得到了对胸主动脉的血流动力学研究的初步认识。

胸主动脉是一段弯曲且具有分支等复杂几何形状的血管,主动脉弓部分的血管壁没有很大的实际变形量,因此我们将血管假定为刚性管。在胸主动脉段,血流的切变率较高,其表观黏度较低且可视为恒定的黏度,切应力与剪切变形近似于线性关系。因此,本研究将大动脉中的血液近似假设为不可压缩牛顿黏性流体。

判断流体流动是层流还是湍流的无量纲参量是雷诺(Reynolds)数,定义为: $R_e = \rho VD / \mu$, 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。通常,雷诺数 $R_e < 2000$ 时,流体处于层流状态;而当 $R_e > 3000$ 时,流动为湍流。

如果心脏每秒输出量为 C ,即血液在主动脉中的平均流速 $V = C / \pi R^2$ (R 为半径),于是主动脉内的 $R_e = 2CP / \pi R \mu$,按照人体安静时平均每搏输出量(70 ml)以及心率(75 次/min)来计算, $R_e = 1137 < 2000$,从而血液在动脉血管中做层流运动。

忽略重力的影响,采用如下三维非定常、黏性不可压 Navier-Stokes 方程:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot U &= 0 \\ \rho \frac{\partial U}{\partial t} + \rho(U \cdot \nabla)U &= -\nabla p + \mu \nabla^2 U \end{aligned}$$

这里 U 是流速 (m/s), p 是压力 (Pa), ρ 为血液密度 (kg/m^3), μ 为血液黏度系数 (kg/mg)。

本研究采用有限元分析方法对人体升主动脉、主动脉弓和降主动脉血管内的血液流动流场进行数值模拟和分析。

在几何模型的基础上,运用 ANSYS 11.0 建立三维血管的血液流动的物理模型,并应用三维四面体单元对血管内部进行网格划分,节点数为 306 801,网格数为 1 717 958。考虑到主动脉弓段血管内部的血液是周期性的非定常流动,而且在靠近壁面处存在边界层流动,为了准确地求解整个主动脉弓的血流压力及流速分布,将主动脉弓段血管进行了局部网格加密,从而提高了计算的精度。

本研究模拟中取正常人体心脏脉动周期 $t=0.8$ s,时间步长为 $\Delta t=1$ ms,初边值条件设置如下:血管管壁处血流速度为零,各出口的边界条件均设为血管壁的血流速度为零,出口断面上压力为零。血液进口(本研究中指左下端血管断面,出口指其他 4 个血管断面)断面中心位置的速度采用如图 2 所示的速度 V_{inlet} (cm/s),其定义的函数值如下^[1]:

$$V_{\text{inlet}}(t) = \begin{cases} 240 e^{-7.557t} \sin 13.09 t & 0 \leq t < 0.24 \text{ s} \\ -34.4 e^{-7.557(t-24)} \sin 13.09 (t-24) & 0.24 \leq t < 0.274 \text{ s} \\ 0 & 0.274 \leq t < 0.8 \text{ s} \end{cases}$$

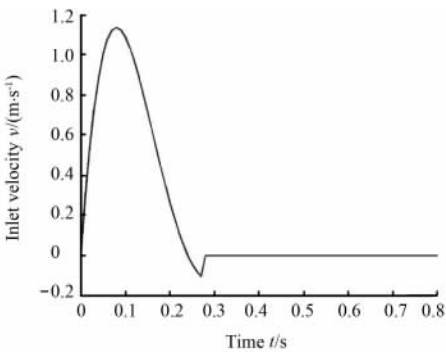


图 2 进口速度(一个心动周期)

Fig 2 Inlet velocity within a cardiac cycle

从进口速度函数得到,在 $t=0\sim 0.24$ s 这段时间内进口速度为正,在 $t=0.24\sim 0.274$ s 时间内进口速度为负值,余下的时间段内速度值保持几乎为 0 直到下一个心动周期开始。由于进口断面管壁处血流速度为零,我们根据中心位置的速度采用二次插值确定整个进口断面上的速度。最终进口断面上血流速度为中心位置速度最大,越远离中心位置速度越小,管壁血流速度为零的抛物型初速度。

计算过程中黏性系数、血液密度取恒定值,分别为:血液黏性系数 $\mu=0.0035$ kg/mg,血液密度 $\rho=$

1.05×10^3 kg/mg³(人体血液在正常体温 37℃ 时测得的数据);最大迭代次数是 100。

2 结果

选取心动周期中 $t=0.03、0.08、0.1、0.2$ s 的 4 个时刻进行计算,得到主动脉弓在一个心动周期内不同时刻的压力分布图(图 3)。

为了更准确细致的研究人体胸主动脉中血液的流动情况,选取如图 4 所示的在峰值流量期 $t=0.08$ s 时的胸主动脉内血液流动的速度矢量图及如图 5 所示 6 个截面速度分布图进行分析。

由图 3 所示的各时刻胸主动脉管壁压力分布图可以得到:在整个心脏收缩过程中,血流压力在主动脉弓分支血管分出点的远端局部区域变化比较大。尤其是在左颈总动脉分出点及左锁骨下动脉分出点的远端局部区域内,血流压力达到了最大值。

在主动脉弓降段,压力从血管内侧到外侧依次增大,并在血管外侧壁达到最大值。这与临床上观察到的内膜裂口位于主动脉弓的夹层,且其裂口大多位于主动脉弓的外侧相一致。主动脉弓的血管外侧壁的压力在整个收缩期过程中明显高于内侧壁的压力,说明主动脉弓血管的外侧较内侧更易发生内膜破裂,与临床数据相吻合。

在降主动脉与主动脉弓连接的弯曲管段外侧壁,壁面压力值较大的区域一直延伸至左颈总动脉;主动脉弓分叉管段和弯曲管段的壁面压力值也都较大。从图 3 中各时刻的结果可以看出,在主动脉弓和降主动脉的交界处存在着明显的压力升降,这可能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。同时我们在临床上观察到,主动脉夹层裂口多位于主动脉弓和降主动脉交界处,提示着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。在血液流动时,通过对一个心动周期内不同时刻血管壁面压力分布的比较可以看出,进口速度达到最大值时($t=0.08$ s),主动脉弓内多个区域的壁面压力达到峰值。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 $t=0.1$ s 时刻起,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。本研究发现,在升主动脉近心端血管壁面压力在极短的时间内由 380 Pa 上升到 1 260 Pa,而后再迅速降到 -168 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。

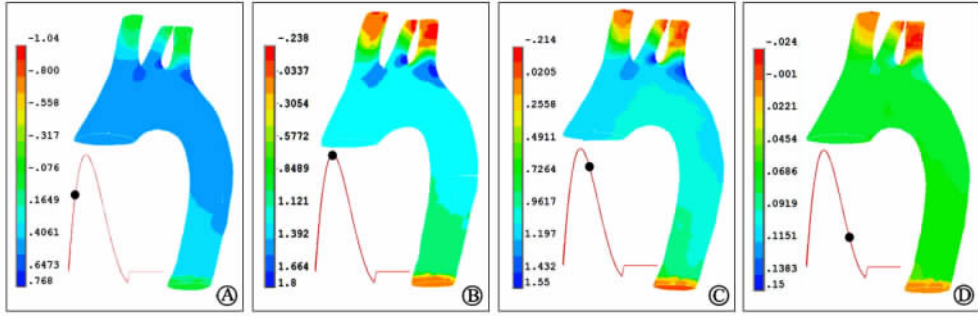


图 3 各时刻胸主动脉血管壁面压力分布图

Fig 3 Wall pressure distribution in thoracic aortic arch at each time point(p/Pa)

由图 4 所示 $t=0.08\text{ s}$ 时胸主动脉血流速度矢量图可以看出：升主动脉血流速度截面始终保持抛物面状，经过主动脉弓段后，在分支血管分流作用下不再呈轴对称分布。尤其是在主动脉弓内左颈总动脉分出点及左锁骨下动脉分出点以下约 $2\sim 3\text{ cm}$ 处局部区域内，血流速度达到最大值，血流速度变化也比较剧烈。而在主动脉弓处，则出现了不规则流线。

由图 5 可以看出，从截面 $b-b'$ 到头臂动脉左侧的截面 $c-c'$ ，速度偏移量较从截面 $a-a'$ 到截面 $b-b'$ 要大得多，表明主动脉弓的曲率及头臂动脉对速度峰值存在较大的影响。在头臂动脉分出点远端局部区域的截面 $d-d'$ ，速度峰值偏移 to 血管边缘，而中心速度则相对较小，由此可见头臂干动脉对主动脉弓处的分流也有较大影响。而在主动脉弓内左颈总动脉分出点及左锁骨下动脉分出点远端局部区域的截

面 $e-e'$ 和 $f-f'$ 内，速度峰值相对于截面 $a-a'$ 亦有偏移，且中心速度较小，特别在截面 $f-f'$ 处，中心速度甚至达到局部最小。

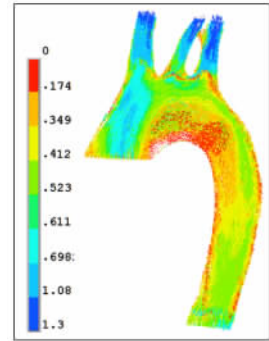


图 4 $t=0.08\text{ s}$ 时胸主动脉血流速度矢量图

Fig 4 Velocity vector of thoracic aortic blood flow at $t=0.08\text{ s}$ [$v/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$]

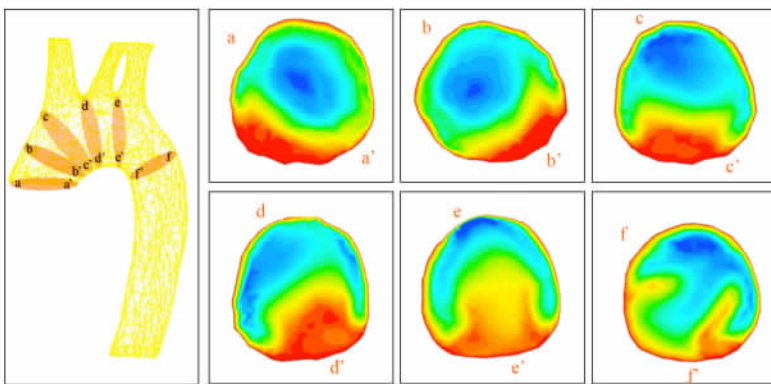


图 5 $t=0.08\text{ s}$ 时胸主动脉各截面速度分布图

Fig 5 Cross-sectional velocity of thoracic aortic arch at $t=0.08\text{ s}$ [$v/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$]

3 讨论

目前，对人胸主动脉血流动力学的研究已有了一些初步的结果。这些研究大多将主动脉弓几何模

型进行了较大的简化处理^[2-5]，如对二维弯曲动脉的血流动力学现象进行分析和研究^[2]，但应用的几何模型为对称分布，或详细地研究了锥度角对弯曲血管内血液流动的影响^[3]，或利用数值模拟和数值计

算研究了血管壁面压力与主动脉夹层发生的关系,但该研究将人体胸主动脉进行了环向弯曲成 180°等简化处理^[4]。这些简化的集合模型与人体胸主动脉的情况有较大差距,模拟结果很难反映人体胸主动脉内血液的真实流动情况。

本研究运用计算流体力学的基本原理和血流动力学的相关知识,通过对上海同济医院采集到的人心血管系统的 CT 扫描数据运用图像处理软件 Mimics 分离并重建了人体胸主动脉弓的三维仿真模型,并对人体胸主动脉中的脉冲血流进行三维数值模拟和研究。在给定的抛物初速度下,进行了三维血流动力学的计算机数值模拟,得到了人体主动脉弓内的血液流场、血流的速度和对管壁的压强分布情况,通过所得到的数值模拟结果表明血流压力和速度对于主动脉夹层和胸主动脉瘤的形成具有较为明显的影响,这些参数为进一步研究该疾病的预防和临床治疗提供了有效的依据。

[参考文献]

[1] 杜健航,余志,包芸,靳亚非.局部狭窄动脉内血流动力学环境的动态数值研究[J].水动力研究与进展 A 辑,2006,1:1-7.

[2] 殷俊锋,向亚菲,李功文.脉冲血流对胸主动脉夹层形成的影响[J].生物医学工程杂志,2010,21(印刷中).

[3] 乔爱科,刘有军.半桥支架治疗主动脉弓动脉瘤的仿真[J].北京工业大学学报,2007,33:423-427.

[4] 林亚华,景在平,赵志清,梅志军,冯翔,冯睿,等.人胸主动脉血液脉动流的三维数值分析[J].第二军医大学学报,2006,27:867-875.

Lin Y H, Jing Z P, Zhao Z Q, Mei Z J, Feng X, Feng R, et al. Three-dimensional simulation of pulsatile blood flow in human thoracic aorta[J]. Acad J Sec Mil Med Univ, 2006, 27: 867-875.

[5] Huo Y, Guo X, Kassab G S. The flow field along the entire length of mouse aorta and primary branches[J]. Ann Biomed Eng, 2008, 36: 685-699.

[本文编辑] 尹茶

· 消息 ·

《军医大学学报》(英文版)征稿启事

《军医大学学报(英文版)》(*Journal of Medical Colleges of PLA*)是由第二、三、四军医大学及南方医科大学(原第一军医大学)共同主办、国内外公开发行的(CN31-1002/R, ISSN 1000-1948)的高级医药学综合性英文学术刊物,1986年6月创刊。本刊主要报道基础医学、临床医学、预防医学、军事医学、药理学和中国医学等领域的最新科研成果、新理论、新技术和新方法。辟有专家论坛(述评)、基础研究、临床研究、综述、经验交流、短篇报道、个案报告等栏目。

本刊为中国英文版科技论文统计源期刊,并被纳入中国期刊网、万方数据库和中文科技期刊数据库等国内所有重要检索系统,已被美国《化学文摘》(CA)、俄罗斯《文摘杂志》(VINITI Abstract Journal)和波兰《哥白尼索引》(IC)等检索系统收录,期刊全文已进入爱思唯尔(Elsevier)科技出版集团所属的 ScienceDirect 全文数据库(<http://www.elsevier.com/locate/jmcpla>)。

为了弘扬科研创新精神,推动医学事业发展,促进海内外学术交流,本刊面向全国和海外作者征稿。

来稿要求:来稿请附中文的文题、作者姓名、单位名称及较详细的中文摘要和 3~8 个关键词,参考文献放在文末。来稿务必写清个人通讯地址及联系电话,编辑部在接到稿件 30 日内通知作者稿件是否被采用。

刊发周期:由全国相关学科领域的知名专家和权威人士进行审稿,对审稿通过的论文 2~6 个月内安排刊出。国家、省部级基金资助和重点攻关项目稿件优先发表。

收费标准:审稿费 100 元/篇,不收取版面费(彩版费除外)。

投稿邮箱:jydxsb@yahoo.com.cn

本刊地址:上海市翔殷路 800 号,邮编:200433;联系电话:021-81870783(81870787,81870788)转 824 分机