

重力对锥形血管中血流压力的影响 ——基于考虑体位改变的三维流固耦合数学模型

牟文英¹⁾ 虞 钢^{1)*} 庄逢源²⁾

(¹⁾中国科学院力学研究所, 北京 100190; (²⁾北京航空航天大学生物与医学工程学院, 北京 100191)

摘要 重力是体位改变过程中最基本的生物力学刺激因素. 血流压力是表征心血管功能状态的一个基本指标. 目前, 体位改变影响心血管系统的确切内部机制尚不清楚. 为此, 采用在流体和固体方程中分别引入体力项的方法, 建立一个基于流体力学概念的三维流固耦合数学模型, 用以研究体位改变, 确切量化重力对血流压力的影响. 通过数值计算, 得到以下结果. 水平卧位条件下: a. 单一血管中血流压力由无重力影响的轴对称二维分布变为重力影响下的三维不对称分布; b. 随着进出口压差由小变大, 重力对压力分布和极值的影响由大变小, 当压差值分别达到 10 665.6 Pa(80 mmHg)和 2 666.4 Pa(20 mmHg)时, 重力的影响就不再随进出口压差增大而变化; 对三维单一流体, 重力影响的总体趋势类似. 对正、倒直立位, 压力均为二维轴对称分布, 其重力影响强度约为水平卧位的 2 倍以上. 结果表明: 基于血流动力学概念, 引入体力项, 建立三维流固耦合模型为研究体位改变提供了一种新思路, 重力对单一血管中血流压力分布和大小影响因体位不同而不同, 并与进出口压差密切相关, 提示, 若血管进出口压差较小, 忽略重力影响, 不考虑体位改变, 以二维轴对称模型来研究血管中血流状态, 须谨慎解释所得结果.

关键词 重力, 体位改变, 模型, 血流压力, 流固耦合

学科分类号 Q66, R33

DOI: 10.3724/SP.J.1206.2009.00167

体位改变会引起血流动力学参数变化, 尤其对血流压力影响较大. 有研究报道, 体位改变引起血压剧烈波动, 因而导致晕厥、心肌梗死等多种疾病发生^[1]. 体位改变对血流压力影响的确切内部机制仍不清楚, 不同研究者报道了不同甚至矛盾的结果. 研究对应的某一确定体位的持续时间不同是其中一个非常重要的原因, 持续时间的长短决定了神经调节是否起作用及起作用的充分程度, 因此导致研究结果对应时间段的不同.

重力是体位改变过程中最基本的生物力学刺激因素. 包括人体在内的地球上生物是在标准重力(1G)环境下进化的, 已形成适应该环境的组织结构. 在对心血管血流动力学进行评价时, 必须考虑重力的影响, 原因在于重力会影响血管内血容量的分布, 进而极大地影响心脏的泵血功能^[2]. 另外, 重力也是决定肺中血流分布的一个因素, 直接关系到肺功能相关研究结果的解释^[3]. 当包括人体在内的生物体进入超重或微重力的环境后, 身体各器官

的组织形态及功能就会发生变化, 以适应新的重力环境. 航天员进入太空后, 出现心血管功能紊乱、肌肉萎缩、骨质疏松等问题, 就是一个很好的例证^[4]. 当生物体适应失重环境后再返回地面时, 又需要经过一个再适应的过程. 因此, 研究重力对生物体的影响, 尤其是对心血管功能状态的影响, 既是航空航天事业发展的需要, 也对研究重力在生物体进化中的作用, 有重要的理论参考价值.

重力的作用始终存在, 体位改变首先引起重力变化, 进而将触发神经系统的调节机制, 调节人体的循环功能使机体适应所处的体位. 正常情况下, 神经调节是一个相对快速、短期的过程. 由于人体从接收因体位改变引起重力变化的信息到通过神经对这一信息进行反馈, 是需要时间的, 尽管时间可

* 通讯联系人.

Tel: 010-82544250, E-mail: gyu@imech.ac.cn

收稿日期: 2009-03-20, 接受日期: 2009-04-28

能很短^[5,6]。这样,体位改变的过程实质上就有两个阶段,一个是神经调节还没来得及起作用即单纯重力起作用的时间段,另一个是重力和神经调节共同起作用的时间段。体位改变有主动体位改变和被动体位改变两种。主动体位改变是受试者自身有意识地改变体位,而被动体位改变则是受试者在外力作用下被动改变体位。无论哪种体位改变,都会引起重力作用的变化及因此而激发的神经体液调节作用,所以都包括上述两个时间段。

当前对体位改变的研究中,无论是临床实验还是理论分析,大多集中于人体心血管神经调节功能的研究^[7~18],即重力和神经调节共同起作用阶段的研究。在这些研究中,多数研究者^[7~13]只考虑神经调节功能的作用,仅有少数研究者^[15~17]同时考虑了重力的影响。他们得到的结果是神经调节和重力综合作用的体现,难以区分每一种因素对结果的单独贡献,因而无法真正理解体位改变对心血管神经调节功能的影响机制。研究重力对血液循环的单独影响,用实验测定的方法很难实现,原因是从体位改变开始到重力激发神经调节进而神经调节开始起作用,在正常生理状态下都是瞬间完成的,当前实验手段很难抓住重力单独作用的瞬间参数。数值模拟方法可以方便、有针对性地研究特定的几何力学因素对血流动力学的影响,且排除了实验研究中对人体的潜在威胁或伤害。应用数值模拟方法,正确理解模拟结果非常重要,前提是必须有一个能获得合理结果的足够精确的数学模型。在体位改变的研究中,考虑重力对血液循环影响的数学模型主要是基于等效电路概念的电路模拟模型^[15~17]。模型中,血压等效成电压,血流的粘性阻力等效成电阻,顺应性等效成电容,惯性等效成电感。这些模型中,对重力影响的考虑主要是以静水压力标量形式引入的,只施加在沿血管轴向方向(人体从头到脚的方向)。而实际上重力是个均匀分布的体积力,是个矢量,除血管轴向方向的分量外,在血管径向还有一个分量,并且在血管与水平方向的夹角在 $0^\circ\sim 45^\circ$ 之间时,重力的径向分量始终大于或等于重力的轴向分量。再者,现有的研究模型中,仅考虑了血液重力的作用,对血管壁的重力影响并未提及。实际上,由于血流与血管壁的相互作用,尤其在体位改变血管偏离直立位时,血管壁的重力必将影响血液流场。流固耦合效应的考虑会使计算与实际情况更接近^[19,20]。另外,由于重力的引入,研究血液

流动的单一血管模型所受外力的对称性被破坏,因而应该用三维模型来研究血流状态。然而,对基于血流动力学概念的体位改变模型研究得还极不充分。在一般血流动力学模型中,研究的出发点都是认为体积力是三阶小量而将其忽略掉^[21~23],因而在方程中没有对应体位改变的项。

本文的研究工作,是在流体和固体部分方程中分别引入体积力,建立基于血流动力学概念的能反映体位改变的三维流固耦合模型,用有限元分析软件 ADINA 进行求解。对水平卧位、正直立位、倒直立位等不同体位及水平卧位不同进出口压差情况下,重力对单一血管中血流压力的影响进行数值模拟,并与用三维单一流体模型的模拟结果进行比较,以观察流固耦合效应的作用。为更方便地表征重力对血流压力的影响大小,定义了重力影响强度:

$$\text{重力影响强度} = \frac{(P_{G\max} - P_{0\max}) - (P_{G\min} - P_{0\min})}{L}$$

重力影响强度表示的是单位长度血管上因重力影响而产生的血流压力变化大小。其中 $P_{G\max}$ 和 $P_{G\min}$ 分别为考虑重力时血管纵向截面最大、最小压力值, $P_{0\max}$ 和 $P_{0\min}$ 为不考虑重力时血管纵向截面最大、最小压力值, L 为血管长度。

本研究的创新点在于:所建立的用于研究体位改变的模型是基于血流动力学概念的,不同于现有的研究体位改变的方法——等效电路方法。首次以体积分布力的形式将重力矢量引入血流动力学方程,不仅考虑了沿血管轴向方向的分量,而且考虑了沿血管径向方向的分量。在研究重力对血液循环影响的模型中,在血管壁方程中考虑重力的影响也是第一次。用三维血管壁方程与血流动力学方程耦合,求解分析重力对血液循环的影响也是本文独有的。通过分析,本文明确提出体位改变过程可能划分为两个阶段,从而为研究重力对血液循环的影响提供新的思路,为所得结果作生理意义上的解释、探索体位改变中重力影响的内部机制,提供了新的视角。

1 模型和方法

人体动脉血管是有锥度的。研究表明,有锥度血管的血液流动与圆直管的不同^[24,25]。为使模型更接近实际情况,考虑了血管的锥度角效应。模型计算所用几何尺寸参考文献[26],其中血管长度

$L=145\text{ mm}$; 血管大端直径 $D1=10.74\text{ mm}$; 血管小端直径 $D2=7.72\text{ mm}$; 血管壁厚 $h=0.35\text{ mm}$. 据此建立的几何模型如图 1 所示. 在模型中假定血液为均匀、不可压的黏性牛顿流体 ($\mu_f = 0.0035\text{ Pa}\cdot\text{s}$; $\rho_f = 1\ 050\text{ kg/m}^3$), 血管中血液的流动为稳态层流; 血管壁为各向同性、均质不可压的弹性材料 ($E_s = 10^6\text{ Pa}$; $\nu_s = 0.495$; $\rho_s = 1\ 150\text{ kg/m}^3$). 模型中所用物性参数参考文献[27], 流体参数值为 37°C 时人体血液的正常值. 模型中考虑了锥度效应和进出口效应.

经过分析, 在模型中引入包含重力影响的体积力项, 建立考虑体位改变的三维流固耦合模型.

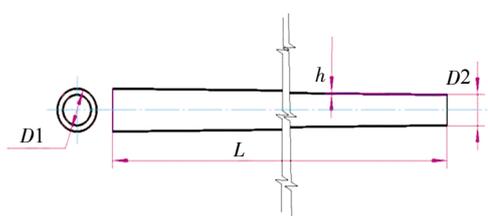


Fig. 1 Geometric model of the singular vessel

1.1 流体部分模型控制方程

$$\text{连续方程}^{[23]}: \nabla \cdot (A\vec{U}) = 0 \quad (1)$$

$$\text{运动方程: } \rho(\vec{U} \cdot \nabla)\vec{U} = \rho\vec{F}_b + \nabla \cdot \vec{P} \quad (2)$$

方程中, $\rho(\vec{U} \cdot \nabla)\vec{U}$ 是惯性力项, $\nabla \cdot \vec{P}$ 是表面力项, $\rho\vec{F}_b$ 是体积力项, 认为是反映体位改变的关键项. 其中 ρ 为血液密度; F_b 为单位质量血液的体积力; \vec{P} 为血液压力的二阶应力张量; \vec{U} 为血液速度; A 为血管横截面面积. 模型中所用边界条件为 (a)入口压力: $P_{\text{inlet}}=P_{\text{in}}(t)$; (b)出口压力: $P_{\text{outlet}}=P_{\text{out}}(t)$; (c)进、出口速度: $\partial\vec{U}/\partial n|_{\text{inlet, outlet}}=0$; (d)耦合面上的速度: $\vec{U}|_r = \partial\vec{X}/\partial t$.

1.2 固体部分模型控制方程

$$\text{平衡方程: } \sum_{j=1}^3 \frac{\partial\sigma_{ij}}{\partial x_j} + f_i = 0 \quad (i=1, 2, 3) \quad (3)$$

$$\text{几何方程: } \varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (i, j=1, 2, 3) \quad (4)$$

方程中, ρ 是血管壁密度, v_i, v_j 是血管壁位移分量, σ_{ij} 是应力张量分量, f_i 是体积力分量, x_i, x_j 是坐标分量. 模型中所用边界条件为 (a)外壁面为自由壁面: $\sigma_{ij} \cdot n_j|_{\text{out_wall}} = \vec{F}_i = 0$; (b)内壁面为耦合面: $\sigma_{ij}^f \cdot n_j|_{\text{interface}} = \sigma_{ij}^w \cdot n_j|_{\text{interface}}$.

1.3 体位改变项

经过分析, 我们认为体积力是反映体位改变的关键项. 通过在流体和固体方程中均引入体力项的方法, 建立了更符合实际的反映体位改变的三维流固耦合模型. 由于重力是以矢量的形式引入的, 在数值计算中, 以体积分布力的形式考虑, 因此与已有研究相比, 本模型对重力影响的分析与实际情况更接近.

1.4 数值计算模型和方法

计算采用有限元法, 是在 ADINA 多场耦合软件中进行的. ADINA 软件用于求解血管的流固耦合问题前人已使用过^[28]. 由于模型中考虑了体积力, 所以选用三维流体单元和三维实体单元分别进行流体和固体部分的有限元划分, 得到有限元模型, 如图 2 所示.

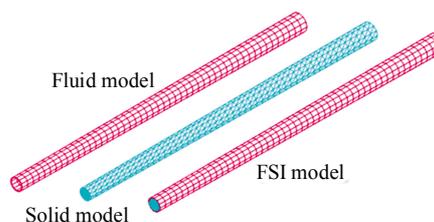


Fig. 2 Finite element model of the singular vessel

2 模拟结果

为了验证所建模型能否反映体位改变, 量化重力对血流压力的影响, 利用单一血管流固耦合模型, 模拟了不同体位和不同进出口压差情况下, 有、无重力影响条件下血流压力的变化情况, 并与三维单一流体模型的计算结果进行比较.

2.1 不同体位时重力对血流压力的影响

利用所建反映体位改变的三维流固耦合模型, 分别模拟了单一血管水平卧位和正、倒直立位有无重力影响时血流压力分布. 模拟结果见图 3, 图 4 和图 5. 模拟时进出口压差取 199.98 Pa . 图 3 为水平卧位有无重力作用时单一血管轴向及纵向血流压力分布, 图 4 为正直立位有无重力作用时单一血管轴向及纵向血流压力分布, 图 5 为倒直立位有无重力作用时单一血管轴向及纵向血流压力分布. 不同体位重力影响强度如表 1 所示.

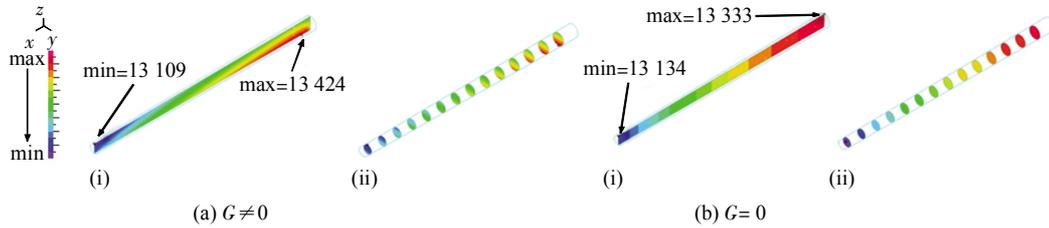


Fig. 3 The axial and longitudinal pressure distribution of blood flow with horizontal position ($\Delta P=199.98$ Pa)

(a) The pressure distribution of blood flow as gravity is considered ($G \neq 0$). (b) The pressure distribution of blood flow as gravity is neglected ($G=0$).

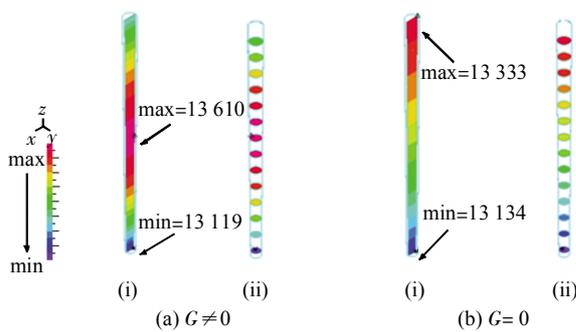


Fig. 4 The axial and longitudinal pressure distribution of blood flow with upright position ($\Delta P = 199.98$ Pa)

(a) The pressure distribution of blood flow as gravity is considered ($G \neq 0$). (b) The pressure distribution of blood flow as gravity is neglected ($G=0$).

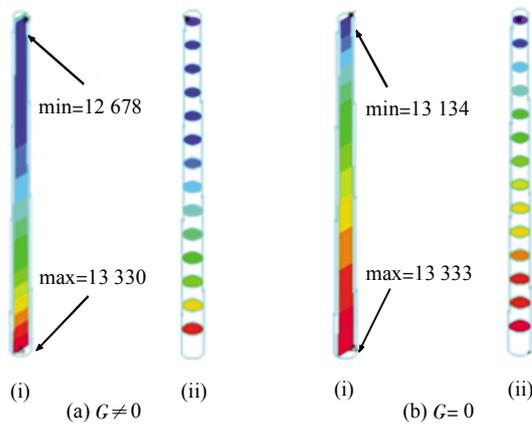


Fig. 5 The axial and longitudinal pressure distribution of blood flow with upside-down position ($\Delta P = 199.98$ Pa)

(a) The pressure distribution of blood flow as gravity is considered ($G \neq 0$). (b) The pressure distribution of blood flow as gravity is neglected ($G = 0$).

Table 1 The effect intensity of gravity(EIG) with different postures ($\Delta P = 199.98$ Pa)

Postures	Horizontal	Upright	Upside-down
EIG /($\text{Pa} \cdot \text{m}^{-1}$)	0.580	1.385	2.285
Normalization	1	2.388	3.940

2.2 不同进出口压差情况下重力对血流压力的影响

利用所建三维流固耦合模型，模拟了单一血管在水平位置时，进出口压差不同时重力对血流压力分布和大小的影响，分别如图 6a、图 7a 所示。为观察流固耦合效应，用三维单一流体模型进行类似模拟，结果分别如图 6b、图 7b 所示。

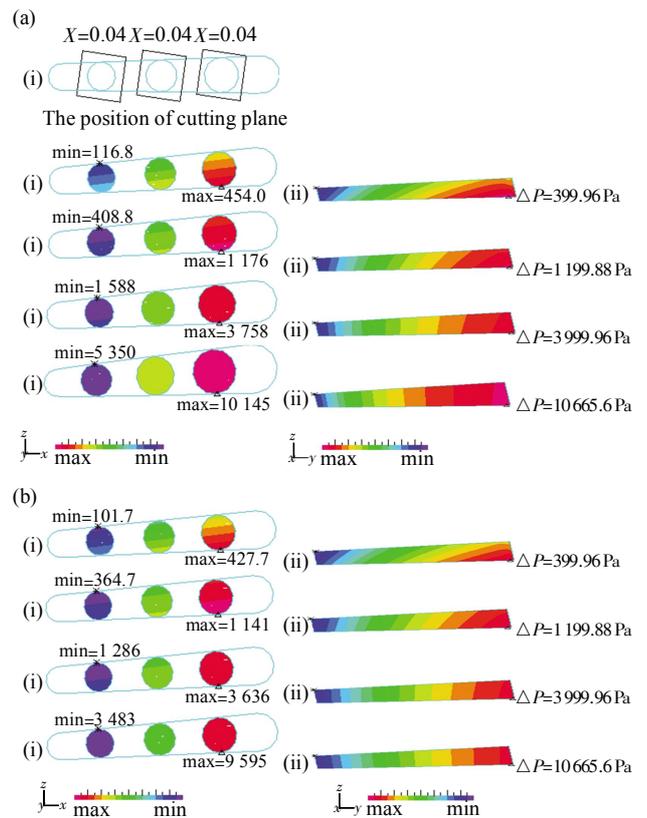


Fig. 6 The pressure distribution of blood flow under variant inlet-outlet pressure differences (IODP) in 3D FSI model and 3D fluid-only model

(a) 3D FSI model. (b) 3D fluid-only model. (i) The axial pressure distribution; (ii) The longitudinal pressure distribution. The position of cutting planes is $x=0.04$ m; $x=0.1$ m; $x=0.16$ m; $y=0$.

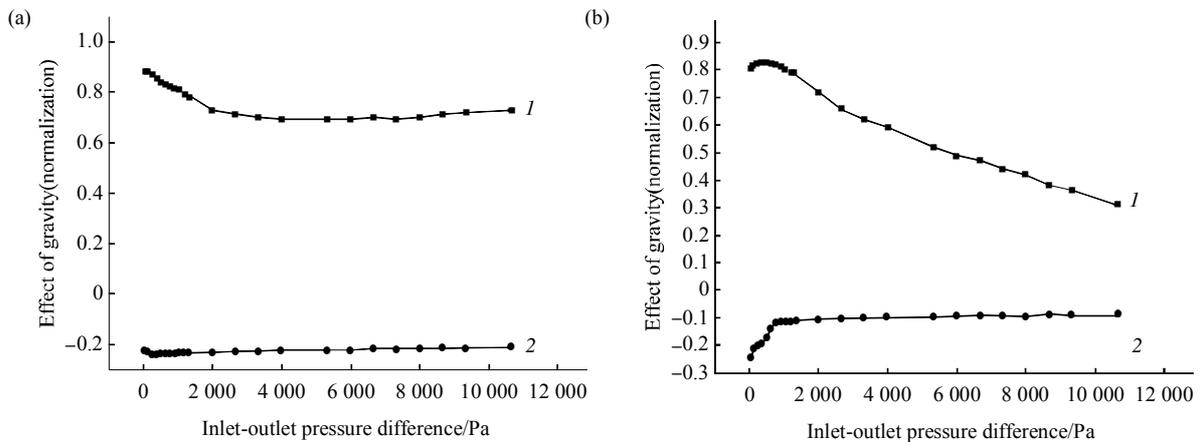


Fig. 7 The variation curve of the effect of gravity on pressure extreme values of blood flow under variant IODP in 3D FSI model and in 3D fluid-only model

(a) 3D FSI model. ■—■: Change in Pmax from 3D FSI model; ●—●: Change in Pmin from 3D FSI model. (b) 3D fluid-only model. ■—■: Change in Pmax from 3D Fluid-only model; ●—●: Change in Pmin from 3D Fluid-only model. 1: Maximum pressure difference for $G \neq 0$ from that for $G=0$. 2: Minimum pressure difference for $G \neq 0$ from that for $G=0$.

3 讨 论

研究体位改变过程中重力对血流压力的影响规律, 有助于患者在手术和日常生活护理中采取合理的体位, 为手术的顺利进行和疾病的早日康复提供积极的促进作用, 从而达到通过改变体位影响各种疾病, 尤其是对与血压相关的心血管系统疾病影响的目的. 在航空航天医学中, 重力对血流压力的影响更大^[6], 如驾驶高性能战斗机的飞行员在实战演练中经常承受着急剧变化的重力作用, 引起血压瞬间大幅升高或降低, 因而导致视觉障碍, 出现“红视”或“黑视”, 继而可能引发短暂的意识丧失^[9]. 这对飞行员的健康和安全都构成了极大的威胁. 因此, 深入研究体位改变对心血管功能的影响, 弄清楚重力影响血流压力的规律, 对临床医学和航空航天医学都很有价值.

重力对血流和血管壁行为的许多方面都有重要影响, 重力不仅影响体循环而且影响肺循环^[7], 尽管传统上重力是被忽略的. 忽略的原因一般是以单一项考虑时, 认为重力是三阶小量^[20]. 然而, 相对黏性力或与惯性力, 对每一种类型的血管, 重力都很重要, 一般情况下, 都不应该被忽略^[30]. 在一般血流动力学方程中, 由于忽略了包含重力影响的体力项, 因而没有对应体位改变的项. 这或许可以解释体位改变研究中基于血流动力学概念的模型非常少的原因.

在进出口压差较小的情况下, 不同体位时, 重力对血流压力的影响不同. 水平卧位时, 有重力作用时, 血流压力分布呈现出明显的三维特征, 如图 3a 所示, 无重力作用时, 血流压力分布则呈现出明显的二维轴对称特征, 压力分布由入口到出口逐渐减小, 最大值出现在血管入口处, 最小值出现在血管出口处, 如图 3b 所示. 从图 4 和图 5 可以看出, 直立位时, 不论有无重力作用, 单一血管中血流压力均为二维轴对称分布, 但分布的形式不同. 直立位有正直位和倒直立位之分. 正直位有重力作用时, 如图 4a 所示, 压力分布两端小, 中间大, 最大值出现在血管中间部分, 最小值出现在血管出口处. 倒直立位有重力作用时, 从图 5a 可以看出, 压力分布两端大, 中间小, 最大值出现在血管入口部分, 最小值出现在血管中间部分. 无重力作用时, 如图 4b 和图 5b 所示, 正、倒直立位压力分布与水平卧位相同, 呈现出与体位无关的特点. 重力对血流压力大小的影响用重力影响强度来表征, 从表 1 中可以看出, 重力的影响在水平卧位时最小, 在倒直立位时最大, 约为水平卧位时的 3.9 倍, 正直位稍小, 约为水平卧位时的 2.4 倍. 比较上述结果, 可以看出重力对血流压力分布及数值的影响在正、倒直立位时明显不同于水平卧位时, 无重力作用时, 压力分布及数值在正、倒直立位和水平卧位相同, 不受体位改变影响, 这与一般常识是相符的. Peterson 等^[15]在用电路模拟方法

研究重力和体位对人体心脏功能影响时,得到了与本研究结果相似的结论:即无重力影响时,不同体位得到的血流动力学参数(如 CO)结果相同.说明重力在体位改变过程中对心血管系统的重要作用.在研究体位改变时,不考虑重力影响,可能会带来较大误差,在对结果进行解释时,要谨慎.不同体位时,考虑重力影响条件下,单一血管中血流压力分布及压力极值不同,提示在常规动脉血压测量时,手臂所处的方位(水平、垂直、倾斜等)及测量点的具体位置将直接影响血压的测量结果,这从理论分析的角度支持了前人的研究结果^[31].

与不同体位状态一样,进出口压差是影响血管中血流压力的另一个重要参数.在临床上,由于动脉狭窄严重程度不同,就会有较大范围的进出口压差波动^[28].本文对进出口压差的具体取值参考了 Hafner^[32]和 Tang 等^[28]的研究. Hafner 研究得出,418 人中有 78 人的颈动脉截除压力在 0~3 333.1 Pa (0~25 mmHg)之间. Tang 等则给出一实测病人颈动脉直径狭窄度达 70%时,进出口压力分别为 13 332.2 Pa(100 mmHg)、2 666.4 Pa(20 mmHg). Ku 等^[33]报道了动脉狭窄血管中出现的压力“佯谬”现象.这些都为本研究确定进出口压差范围提供了依据.重力对血流压力分布和大小的影响与进出口压差密切相关.水平卧位的情况下,在进出口压差较小时,由于重力的作用,单一血管血液流动压力分布呈现出三维不对称特征,明显不同于无重力影响的二维轴对称压力分布,而在进出口压差较大时,重力的影响很小,压力分布与无重力影响的二维轴对称压力分布几乎相同,当压差值达到 10 665.6 Pa (80 mmHg)时,重力对压力分布的影响就显现不出来了,如图 6a 所示.从图 7a 我们可以看出,在进出口压差由小变大的过程中,重力对压力极值的影响由大变小,当压差值达到 2 666.4 Pa(20 mmHg)时,重力对压力极值的影响就不再随进出口压差的变化而变化.将这些结果与用三维单一流体模型的计算结果进行比较,可以看出,重力对单一血管中血流压力分布及大小影响的总体趋势都是随着进出口压差的增大而减小,但仍存在着一些差异,主要表现在重力影响压力极值不再随进出口压差变化的临界值上,如图 7a, 7b 所示,其原因主要在于血液和血管壁的相互作用及血管壁重力的影响.

本文提出的基于血流动力学概念的模型用于研究体位改变是可行的.考虑重力对血液循环的影响,为使模拟更接近真实情况,本文模型首次以体

积分布力的形式全面考虑了血液重力在各方向的分量影响,考虑了三维流固耦合效应,引入了血管壁的重力影响.本文的方法为研究体位改变提供了一种新的思路,加深了对重力影响心血管内部机理的认识.然而,由于模型中作了一些假定,使得一些因素在本模型中没有考虑,如血液的非牛顿特性、血管壁的多层结构、血管壁材料的粘弹特性、各向异性及不均匀性、血管壁中的残余应力等.为计算和研究的可行性,对实际情况作一些简化假定是模型研究的必要条件,但在解释计算结果时,需要充分考虑曾经简化掉的实际因素.另外,模型中没有考虑神经体液的调节机制,作为研究体位改变的全过程,神经调节作用是必须考虑的,但考虑到本文所建模型是为研究伴随体位改变过程单纯重力影响的,只是阶段性结果,因而暂不考虑这一点,并不影响本文的研究结果.

根据我们的分析,体位改变分为两个阶段,即单纯重力起作用的阶段和重力与神经调节共同起作用的阶段.对于体位改变的初始瞬间,神经体液调节机制还没开始起作用时,认为是单纯重力起作用的阶段.对于有神经体液调节障碍的患者,尤其是老年人,单纯重力作用时间延长,对航空航天中体位迅速变化的飞行员或航天员在体位改变的初始瞬间,重力的影响都将成为第一重要因素.弄清楚单纯重力对血液循环尤其是对血流压力的影响机理,对于找到因心血管的神经系统调节障碍或压力反射器功能较弱而导致的体位性低血压、短暂的意识丧失等症状的对抗措施将提供很大的帮助.不同体位下,重力对血流压力的影响是一个非常复杂的过程,通过从不同角度研究,期望促进人们对这一问题的更深层次的认识.本研究工作只是阶段性成果,我们的长期目标是要找出体位改变对脉搏波的影响规律,并应用于无创检测系统中,为临床医学和航空航天医学提供有力的技术检测理论基础.

致谢 感谢中国科学院地质与地球物理研究所提供计算工具.

参 考 文 献

- 1 Ooi W L, Barrett S, Hossain M, *et al.* Patterns of orthostatic blood pressure change and their clinical correlates in a frail, elderly population. *J Am Med Assoc*, 1997, **277**(16): 1299~1304
- 2 Cgunnar B, Hlowell S. Cardiovascular adjustments to gravitational stress. *CSA Illumina*, 1991. 49~87
- 3 Glenny R W, Lamm W J, Albert R K, *et al.* Gravity is a minor

- determinant of pulmonary blood flow distribution. *J Appl Physiol*, 1991, **71**(2): 620~629
- 4 Lackner J R, Dizio P. Space motion sickness. *Experimental Brain Research*, 2006, **175**(3): 377~399
- 5 Blomqvist C, Stone H. Cardiovascular adjustments to gravitational stress. In: Shepherd E A, ed. *Handbook of Physiology*. Washington, DC: American Physiology Society, 1982. 1025~1063
- 6 Guyton A C, Coleman T G, Granger H J. Circulation: Overall regulation. *Ann Rev Physiol*, 1972, **34**(3): 13~46
- 7 Kappel F, Peer R O. A mathematical model for fundamental regulation processes in the cardiovascular system. *J Math Biol*, 1993, **31**(6): 611~631
- 8 Melchior F M, Scrivinasen R S, Clere J M. Simulation of cardiovascular response to lower body negative pressure from 0 mmHg to 40 mmHg. *J Appl Physiol*, 1994, **77**(2): 630~640
- 9 Sundblad P, Haruna Y, Tedner B, *et al.* Short-term cardiovascular responses to rapid whole-body tilting during exercise. *Eur J Appl Physiol*, 2000, **81**(4): 259~270
- 10 Sundblad P, Spaak J, Linnarsson D. Cardiovascular responses to upright and horizontal exercise in humans after 6 weeks of head-down tilt (-6 degrees). *Eur J Appl Physiol*, 2000, **83**(4~5): 303~309
- 11 Warner H R, Cox A. A mathematical model of heart rate control by sympathetic and vagus efferent information. *J Appl Physiol*, 1962, **17**(2): 349~355
- 12 Linnarsson D, Spaak J, Sundblad P. Baroreflex impairment during rapid posture changes at rest and exercise after 120 days of bed rest. *Eur J Appl Physiol*, 2006, **96**(1): 37~45
- 13 Freeman R. Assessment of cardiovascular automatic function. *Clin Neurophysiol*, 2006, **117**(3): 716~730
- 14 Heldt T, Shim E B, Kamm R D, *et al.* Computational modeling of cardiovascular response to orthostatic stress. *J Appl Physiol*, 2002, **92**(3): 1239~1254
- 15 Peterson K, Ozawa E T, Pantalos G M, *et al.* Numerical simulation of the influence of gravity and posture on cardiac performance. *Ann Biomed Engin*, 2002, **30**(2): 247~259
- 16 Olufsen M S, Ottesen J T, Tran H T, *et al.* Blood pressure and blood flow variation during postural change from sitting to standing: model development and validation. *J Appl Physiol*, 2005, **99**(4): 1523~1537
- 17 van Heusden K, Gisolf J, Stok W J, *et al.* Mathematical modeling of gravitational effects on the circulation: importance of the time course of venous pooling and blood volume changes in the lungs. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2006, **291**(5): 2152~2165
- 18 White R, Blomqvist C. Central venous pressure and cardiac function during spaceflight. *J Appl Physiol*, 1998, **85**(2): 738~746
- 19 Xiu D, Sherwin S J. Parametric uncertainty analysis of pulse wave propagation in a model of a human arterial network. *J Computational Physics*, 2007, **226**(2): 1385~1407
- 20 Sherwin S J, Franke V S, Peiro' J, *et al.* One-dimensional modelling of a vascular network in space-time variables. *J Eng Math*, 2003, **47**(5):217~250
- 21 De Hart J, Baaijens F P T, Peters G W M, *et al.* A computational fluid-structure interaction analysis of a fiber-reinforced stentless aortic valve. *J Biomechanics*, 2003, **36**(5): 699~712
- 22 Fernandez M A, Le Tallec P. Linear stability analysis in fluid-structure interaction with transpiration. Part II : Numerical analysis and applications. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2003, **192**(43): 4837~4873
- 23 Cre'peau E, Sorine M. A reduced model of pulsatile flow in an arterial compartment. *Chaos, Solitons and Fractals*, 2007, **34**(2): 594~605
- 24 Mandal P K. An unsteady analysis of non-Newtonian blood flow through tapered arteries with a stenosis. *International J Non-Linear Mechanics*, 2005, **40**(1): 151~164
- 25 Van Tricht I, De Wachter D, Tordoir J, *et al.* Hemodynamics in a compliant hydraulic model of straight tapered PTFE arteriovenous graft. *J Surgical Research*, 2004, **116**(2): 297~304
- 26 Matthys K S, Alastruey J, Peiro J, *et al.* Pulse wave propagation in a model human arterial network: Assessment of 1-D numerical simulations against *in vitro* measurements. *J Biomechanics*, 2007, **40**(15): 3476~3486
- 27 Fung Y C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York : Springer-Verlag, c1981. 62~98, 261~286
- 28 Tang D, Yang C, Zheng J, *et al.* 3D MRI-based multicomponent FSI models for atherosclerotic plaques. *Ann Biomed Engin*, 2004, **32**(7): 947~960
- 29 Canic S, Kim E H. Mathematical analysis of the quasilinear effects in a hyperbolic model of blood flow through compliant axi-symmetric vessels. *Math Meth Appl Sci*, 2003, **26**(14): 1161~1186
- 30 Schneck D J. An outline of cardiovascular structure and function. In: Bronzino J D ed. *The Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC Press, 2000. 1~12
- 31 Webster J, Newnham D, Petrie J C, *et al.* Influence of arm position on measurement of blood pressure. *British Medical J*, 1984, **288**(6430): 1574~1575
- 32 Hafner C D. Minimizing the risks of carotid endarterectomy. *J Vasc Surg*, 1984, **1**(3): 392~397
- 33 Ku D N, Zeigler M, Binnes R L, *et al.* A study of predicted and experimental wall collapse in models of highly stenotic arteries. In: Liepsch D ed. *Blood Flow in Large Vessels*. New York: Springer-Verlag, 1990. 409~416

Effects of Gravity on The Pressure of Blood Flow in a Tapered Vessel: Based on a 3D FSI Mathematical Model With Posture Change

MU Wen-Ying¹⁾, YU Gang^{1)*}, ZHUANG Feng-Yuan²⁾

¹⁾ *Institute of Mechanics, The Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;*

²⁾ *Bioengineering Department, Beijing University of Aeronautics & Astronautics, Beijing 100191, China)*

Abstract Gravity is the most fundamental biomechanical stimulus for posture change. Pressure of blood flow is one of primary indicators to evaluate cardiovascular performance. Up to now, the underlying mechanism of effects of posture change on cardiovascular system is still unclear. A 3D FSI mathematical model with posture change was presented. By applying the body force terms to the fluid equation and the vessel wall equation, the model could be used to study posture change and the effects of gravity on the pressure of blood flow quantitatively. Under different inlet-outlet pressure difference(IODP) and different postures such as horizontal, upright and upside-down one, the effects of gravity were simulated. In horizontal position, the pressure distributions of blood flow transformed from 2D(two-dimensional) axis-symmetry without gravity to 3D asymmetry with gravity under small IODP. With IODP increasing, gravity had less effects on pressure distribution and extreme value. As IODP reached 10 665.6 Pa (80 mmHg) and 2 666.4 Pa(20 mmHg) respectively, this effect was observed to be constant. Similar results were obtained from 3D fluid-only model. In either upright or upside-down position, 2D axis-symmetric pressure distribution was observed with and without gravity, yet the position, in which extreme pressure appeared, was different in upright position from that in upside-down one. Finally, the effect intensity of gravity in upright or upside-down position was more than twice as much as that in horizontal one. The results indicate that introducing body force term into the fluid and solid equations to present a novel model, which was based on hemodynamics, will provide a new way to study posture change. Effects of gravity on pressure distribution and extreme value changed with different postures and IODP. If IODP is small, ignoring effect of gravity and postures so as to simplify the hemodynamics model to 2D axis-symmetric one, the conclusion should be drawn with caution.

Key words gravity, posture change, model, pressure of blood flow, fluid-solid interaction

DOI: 10.3724/SP.J.1206.2009.00167

*Corresponding author.

Tel: 86-10-82544250, E-mail: gyu@imech.ac.cn

Received: March 20, 2009 Accepted: April 28, 2009