

文章编号: 1000-0887(2005) 06-0694-07

中医滚法推拿对血液流动影响的数值研究*

许世雄¹, 计琳², 王庆伟¹

(1. 复旦大学 力学与工程科学系, 上海 200433;
2. 新加坡国立大学 机械工程系, 新加坡)

(戴世强推荐)

摘要: 研究了中医滚法推拿的血流动力学机制。用狭窄轴向运动来模拟滚法推拿, 通过轴对称非线性模型和含网格重分算法的任意欧拉-拉格朗日有限元方法研究狭窄轴向运动的轴对称刚性管中的粘性流动。流量和管壁切应力通过数值求解 Navier-Stokes 方程得到。数值结果表明, 狭窄运动的频率, 也就是滚法推拿的频率对流量和管壁切应力有很大的扰动作用。滚法推拿中另一个可变参数——刻划狭窄严重程度的狭窄度, 对流量和管壁切应力同样表现出显著影响。这些数值结果可以为推拿的临床应用提供一些值得参考的数据。

关键词: 中医推拿; 滚法; 狭窄运动血管; 血液流动; 欧拉-拉格朗日有限元
中图分类号: R318.01; Q66 **文献标识码:** A

引言

中医推拿(TCMM)是一种用手作用于人体软组织的治疗方法,作用的位置包括血管、肌肉、结缔组织、腱、韧带和关节等。作为一种自然疗法,在医疗服务、康复和保健等领域有重要作用。TCMM有多种手法,滚法(rolling manipulation, RM)是其中重要手法之一。RM的主要作用原理是活血化瘀。在过去的30年里,有大量关于TCMM的研究的文献报道。然而,它们主要是关于医疗方面的研究。我们课题组自1997年以来通过建立运动狭窄模型来研究滚法推拿的生物流体力学机制^[1],在此之前,从血液动力学机制方面研究推拿还鲜有报道。

中医滚法推拿是这样一种推拿手法:推拿师协同收缩前臂旋后肌和臂二头肌,使腕关节向前弯曲,并使手在治疗部位表面向外转动完成半周期滚动。然后推拿师放松这些肌肉群,收缩旋前肌群,通过旋前肌内向旋转臂使前臂行进,内向摆动。这时腕关节由弯曲变为伸展;在治疗部位的手背部施力接触面同样回到初始部位,完成内向摆动过程的半周期滚动。手法的运用从内向摆动到外向摆动是连续的,反之亦然。当推拿师对人体进行滚法推拿时,在血管形成

* 收稿日期: 2003_12_13; 修订日期: 2005_02_21
基金项目: 国家自然科学基金资助项目(30070951)
作者简介: 许世雄(1943—),男,上海人,教授,博士生导师。(联系人, Tel: + 86_21_65643813; Fax: + 86_21_65642742; E_mail: xusx@hotmail.com);
计琳(1976—),女,上海人,博士(E_mail: ji_linda@yahoo.com)。

局部狭窄, 狭窄随着推拿师的手沿血管向前向后移动•

自 1997 年以来, 为理解运动狭窄血管中的血液流动行为, 我们进行了一系列的探索^[2~7]。在这些研究中, 模型是有小狭窄的血管; 控制流动的是线化的 Navier-Stokes 方程•

本文用沿着血管运动的非小狭窄模型来研究 RM 的血液动力学• 数值求解 Navier-Stokes 方程, 讨论狭窄轴向运动对流量和管壁切应力的影响, 以揭示中医滚法推拿的血液动力学机制•

1 模型及求解方法

1.1 模型

RM 作用于人体目标区域, 血管形成了一个运动的狭窄• 考察牛顿不可压缩粘性流体在有对称运动狭窄的管中的流动(图 1)• 为了简化模型做了如下假设: 管长比狭窄运动的范围要长得多, 这样入口和出口的流动都是充分发展的; 和狭窄运动引起的扰动相比, 由脉动流引起的管壁径向变形忽略•

$t = 0$ 时刻管壁形状如图 1• 狭窄形态是时间和空间的函数:

$$R(z, t) = \begin{cases} R_0 \left\{ 1 - \frac{\varepsilon}{2} \left[1 + \cos \left(\frac{z - z_0 - l_s/2 - (d_s/2)(1 - \cos \omega t)}{l_s} 2\pi \right) \right] \right\} \\ \left[z_0 + \frac{d_s}{2}(1 - \cos \omega t) \leq z \leq z_0 + \frac{d_s}{2}(1 - \cos \omega t) + l_s \right], \\ R_0 \left[z < z_0 + \frac{d_s}{2}(1 - \cos \omega t) \text{ 或 } z > z_0 + \frac{d_s}{2}(1 - \cos \omega t) + l_s \right], \end{cases} \quad (1)$$

这里, l_s 是狭窄长度; d_s 是狭窄运动的距离; l 是血管计算的长度; R_0 是无狭窄部分血管的静止半径; z_0 是 $t = 0$ 时刻狭窄起始部位; $\varepsilon = 1 - R_{\min}/R_0$ 是狭窄度, 表示狭窄的严重程度; $\omega = 2\pi f/60$ 是狭窄运动的圆频率•

1.2 控制方程和边界条件

牛顿不可压缩粘性流体运动的控制方程是 Navier-Stokes 方程• 由于边界是运动的, 我们采用了任意欧拉-拉格朗日有限元数值方法(arbitrary Lagrangian-Eulerian finite element method, ALE_FEM)^[8]• ALE 方法需要自动的连续的网格重分, 这通常是通过网格位移依赖于运动体位移来完成的• 这种网格重分技术和 ALE 形式的 Navier-Stokes 方程是用分步有限元方法实现的, 对对流项分 3 步处理^[9, 10]• 按照 ALE_FEM, Navier-Stokes 方程可以写成:

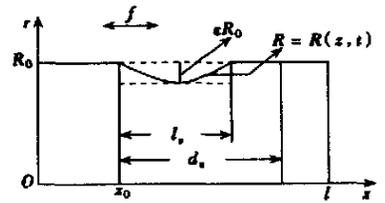


图 1 有运动狭窄的血管

$$\frac{\partial u}{\partial t} + (u - \hat{u}) \frac{\partial u}{\partial z} + (v - \hat{v}) \frac{\partial u}{\partial r} = - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\mu}{\rho} \left[\frac{\partial^2 u}{\partial z^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} \right], \quad (2)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + (u - \hat{u}) \frac{\partial v}{\partial z} + (v - \hat{v}) \frac{\partial v}{\partial r} = - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + \frac{\mu}{\rho} \left[\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} - \frac{v}{r^2} \right], \quad (3)$$

这里, \hat{u} 和 \hat{v} 是网格速度的轴向和径向分量•

网格速度由以下方程决定:

$$\hat{u}^n = \frac{z_{\text{mesh}}^{n+1} - z_{\text{mesh}}^n}{\Delta t}, \quad \hat{v}^n = \frac{r_{\text{mesh}}^{n+1} - r_{\text{mesh}}^n}{\Delta t}, \quad (4)$$

这里 n 代表了当前时间层•

入口边界和出口边界均设定流动的连续性条件。入口和出口的压强分别设定为 13 330 Pa 和 11 900 Pa。

1.3 ALE_FEM算法

第 1 步 在 $n+1$ 时间层对流动区域网格重分, 计算网格速度轴向和径向分量 \hat{u}^{n+1} 、 \hat{v}^{n+1} 。

第 2 步 计算过渡层轴向速度 \tilde{u}^{n+1} 和径向速度 \tilde{v}^{n+1} 。

忽略动力学方程中的压强项, 通过欧拉时间增量将方程积分, 并应用高斯定理, 得到如下代数方程:

$$MU_{ji}\tilde{u}_i^{n+1} = FU_j, \quad (5)$$

$$MV_{ji}\tilde{v}_i^{n+1} = FV_j. \quad (6)$$

第 3 步 计算 $n+1$ 时间层的压强 p :

将压强项加入动力学方程, 并应用连续性方程的弱形式

$$\int_{\Omega^{n+1}} N_j \nabla \cdot \mathbf{U}^{n+1} dV = 0, \quad (7)$$

这里 $\mathbf{U}^{n+1} = (u^{n+1}, v^{n+1})$ 是 $n+1$ 时间层的速度矢量。

对两个动力学方程求散度, 把二者相加, 应用高斯定理, 得到如下代数方程:

$$MP_{ji}p^{n+1} = FP_j, \quad (8)$$

$$MP_{ji} = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \left[\frac{\partial N_j}{\partial z} \frac{\partial N_i}{\partial z} + \frac{\partial N_j}{\partial r} \frac{\partial N_i}{\partial r} \right] r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta - \int_{\Gamma^{n+1}} N_j \left[\frac{\partial N_i}{\partial z} \mathbf{z} + \frac{\partial N_i}{\partial r} \mathbf{r} \right] \cdot \mathbf{n} d\tau, \quad (9)$$

$$FP_j = - \frac{\rho}{\Delta t} \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j \sum_{i=0}^3 \left[\frac{\partial N_i}{\partial z} \tilde{u}_i^{n+1} + \frac{\partial N_i}{\partial r} \tilde{v}_i^{n+1} \right] r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta - \frac{\rho}{\Delta t} \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j \sum_{i=0}^3 N_i \tilde{v}_i^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta. \quad (10)$$

第 4 步 计算 $n+1$ 时间层的轴向速度 u^{n+1} 和径向速度 v^{n+1} :

$$MU_{ji}u_i^{n+1} = FU_j, \quad (11)$$

$$MV_{ji}v_i^{n+1} = FV_j, \quad (12)$$

$$MU_{ji} = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j N_i r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta, \quad (13)$$

$$FU_j = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j \sum_{i=0}^3 N_i \tilde{u}_i^{n+1} r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta - \frac{\Delta t}{\rho} \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j \sum_{i=0}^3 \frac{\partial N_i}{\partial z} p^{n+1} r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta, \quad (14)$$

$$MV_{ji} = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j N_i r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta, \quad (15)$$

$$FV_j = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j \sum_{i=0}^3 N_i \tilde{v}_i^{n+1} r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta - \frac{\Delta t}{\rho} \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 N_j \sum_{i=0}^3 \frac{\partial N_i}{\partial r} p^{n+1} r^{n+1} |J|^{n+1} d\xi d\eta, \quad (16)$$

其中 N_j 是有限元型函数, J 是 Jacobi 矩阵。

2 结果和讨论

计算所用的参数的范围是在通用文献中可查到的生理数据中选取的。将流动区域 (z, r) 划分成 100×20 阶不均匀网格。对不同的网格划分试运行, 以校验数值运算的精度量级。所有控制方程的残量均小于 10^{-6} 。

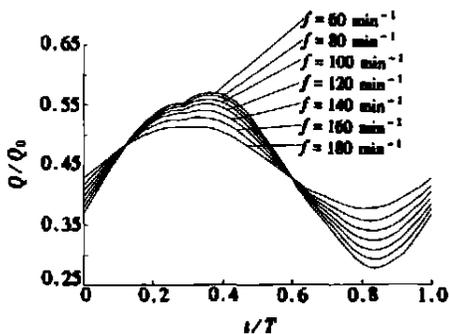


图2 $z = 0$ 处流量 Q 和无狭窄流量 Q_0 的比 Q/Q_0

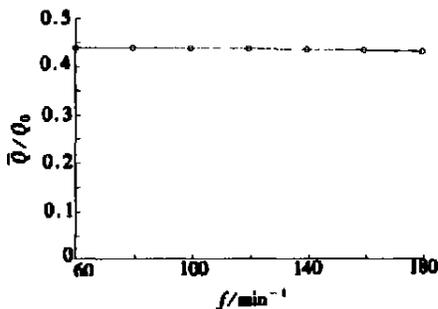


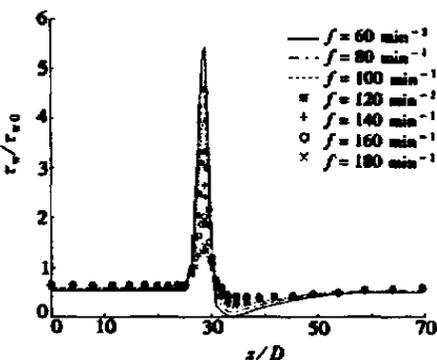
图3 $z = 0$ 处平均流量 \bar{Q} 和无狭窄流量 Q_0 的比 \bar{Q}/Q_0

2.1 固定狭窄度 ε , 在不同运动频率 f 下狭窄的运动

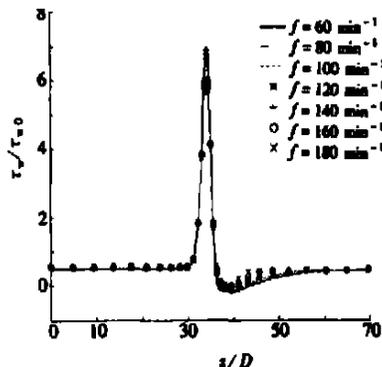
设运动的狭窄度 $\varepsilon = 0.5$ 。

图2是一个滚动周期 T 内不同狭窄运动频率 f 下 $z = 0$ 处的流量 Q 和无狭窄时的流量 Q_0 的比的变化情况。由于狭窄的运动是用式(1)中的正弦曲线来描述的, 因此流量同样如正弦曲线一样上下波动。随着狭窄运动频率的增加, 流动受到的扰动也更强。

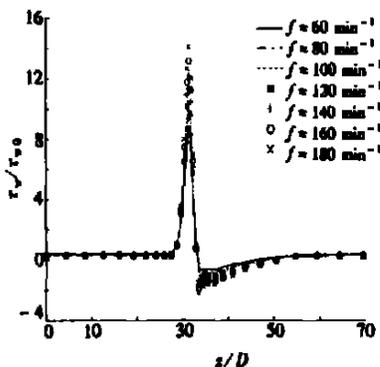
图3显示了不同狭窄运动频率下 $z = 0$ 处的平均流量 \bar{Q} 和无狭窄时 $z = 0$ 处的流量 Q_0 的比的变化。由于狭窄的出现, 流量迅速减小为无狭窄时的一半左右。然而, 狭窄运动频率 f 对流量变化的影响很小。



(a) $t = 0.25 T$



(b) $t = 0.5 T$



(c) $t = 0.75 T$

图4 不同时刻管壁切应力 τ_w 和无狭窄时的切应力 τ_{w0} 分布的比率 τ_w/τ_{w0}

切应力在生物流体力学中占有很重要的地位。图4是一个周期中不同时刻不同狭窄运

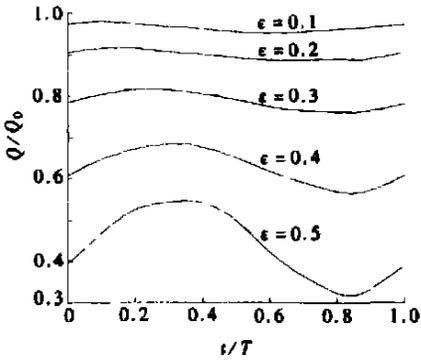


图5 $z = 0$ 处流量 Q 和无狭窄流量 Q_0 的比 Q/Q_0

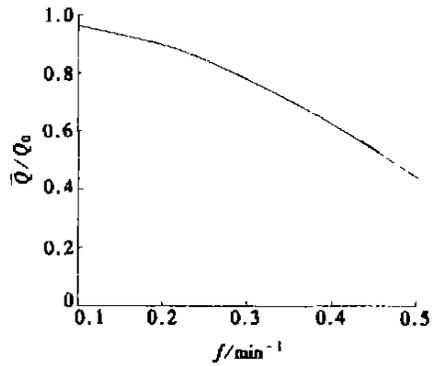
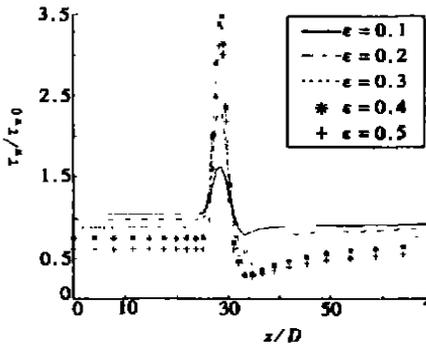
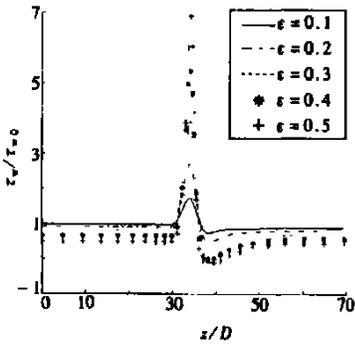


图6 $z = 0$ 处平均流量 \bar{Q} 和无狭窄流量 Q_0 的比 \bar{Q}/Q_0

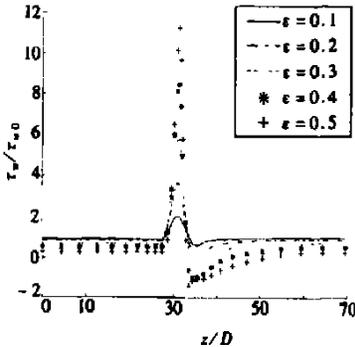


(a) $t = 0.25 T$

动频率下管壁切应力分布 τ_w 和无狭窄时的切应力分布 τ_{w0} 的比率的变化情况。从图中可以看出, 狭窄区域的切应力和无狭窄相比迅速增大。在图 4(a) 中, $t = 0.25T$, 由于流体受到运动狭窄的推动, 管壁最大切应力和图 4(b) 相比要小。而且在前半周期, 管壁切应力的峰值随着 f 的增大而减小。图 4(c) 中, 狭窄向后运动, 给流动带来了很大的阻力。这样, 所有频率下的管壁切应力的峰值都要比其他两幅图高得多。此外, 当狭窄运动方向和流动方向相反时, 管壁切应力的峰值随 f 的增大而增大。



(b) $t = 0.5 T$



(c) $t = 0.75 T$

图7 管壁切应力 τ_w 分布和无狭窄时的切应力 τ_{w0} 分布的比 τ_w/τ_{w0}

2.2 固定狭窄运动频率 f , 在不同狭窄度 ϵ 下狭窄的运动

设狭窄运动频率 $f = 120 \text{ min}^{-1}$ 。

一个周期内不同狭窄度 ϵ 下, $z = 0$ 处流量 Q 和无狭窄时的流量 Q_0 的比的变化如图 5 所示。当狭窄比较轻微(比如 $\epsilon = 0.1$) 时, 血管收缩不严重, 流量的波动也很小。当狭窄变得严重, 流量开始如正弦曲线一样波动。

图6中我们注意到 $z = 0$ 处平均流量 \bar{Q} 随着狭窄度的增大迅速减小。血管收缩得越严重,通过血管的流量就越低。

图7给出了一个周期中不同时刻不同狭窄运动频率下管壁切应力 τ_w 分布和无狭窄时的切应力 τ_{w0} 分布的比。值得注意的是,狭窄度 ε 对管壁切应力有显著影响。随着狭窄度 ε 的增加,流量被压减得更严重。这样,流体和血管壁间的摩擦更强,导致了高切应力。同时可以看到,不管狭窄度 ε 多大,都在 $t = 0.75T$ 左右达到最大管壁切应力 $\tau_{w \max}$ 。计算表明,不论狭窄运动的频率如何,高狭窄度下的管壁最大切应力 $\tau_{w \max}$ 总比低狭窄度下要大。而且,随着狭窄度的变大,管壁切应力的波动也更加剧烈。这些结果说明,如果狭窄度比较小,虽然狭窄是运动的,它对流动的影响也比较小。因此,推拿师应对病人施以适度的力,以达到期望的疗效。

3 结 论

滚法(RM)是中医推拿中一种重要手法,在医疗、康复和疾病预防等领域有重要作用。当滚法施于治疗部位后,推拿师的力在血管壁上形成一个狭窄,狭窄随着推拿师的手沿着血管轴向向前向后运动。本文提出了一个狭窄轴向运动刚性圆管中的粘性流动模型,来探索RM的血液动力学效果。为了研究这种流动,我们引入了轴对称非线性模型,用含网格重分算法的任意欧拉-拉格朗日有限元方法求解。数值结果显示狭窄对流动有很大影响。和没有狭窄相比,平均流量减小,在狭窄部分管壁切应力迅速增加。

按摩师对身体用的力和手的滚动频率是RM治疗的两个主要因素。这两个因素对血液动力学的影响是通过改变两个参数来研究的:狭窄运动频率 f 和狭窄度 ε 。固定狭窄度 ε ,在不同的狭窄运动频率 f 下,随着 f 的增大,管壁最大切应力在滚动前半周期随之减小,而在后半滚动周期增大。狭窄运动频率很小时,管壁最大切应力的变化很小,随着狭窄运动频率的增加,最大切应力变化变快。固定狭窄运动频率 f ,在不同的狭窄度 ε 下,随着狭窄严重程度增加,流量减少,管壁切应力增大。

数值结果为RM的临床应用提供了一些值得考虑的信息。下一步的工作将要考虑如下一些因素:没有RM作用时血流的脉动,血管的粘弹性。

新加坡国立大学机械工程系 Y. T. Chew, H. T. Low, 上海岳阳中西医结合医院严隽陶, 孙武权参加了本文工作。

[参 考 文 献]

- [1] XU Shi_xiong. Pulsatile blood flow through a cylindrical tube with a mild stenosis vibrating axially [A]. In: Goh J C H, Nather A Eds. Proceeding of 9th International Conference of Biomedical Engineering [C]. Singapore: Singapore University Press, 1997, 306—308.
- [2] 许世雄, 谢志勇. 摆动类滚法推拿作用力时域分析[J]. 医用生物力学, 1997, 12(1): 25—29.
- [3] 吕岚, 许世雄. 局部缓变狭窄幅度径向振荡弹性直圆管内脉动流的压强和压强梯度分析[J]. 医用生物力学, 1999, 14(3): 144—151.
- [4] 许世雄, 计琳, Chew Y T, 等. 缓变狭窄幅度径向振荡血管内血流动力学[J]. 医用生物力学, 1999, 14(4): 202—207.
- [5] 许世雄, 邱娜, 吕岚, 等. 局部狭窄幅度振荡弹性管内脉动流阻抗分析[J]. 医用生物力学, 2000, 15(3): 157—161.

- [6] XU Shi_xiong, LIU Dan, LIU Yu_feng, et al. Chinese traditional medical massage and hemodynamics [J]. 医用生物力学, 2004, **19**(4): 198—204.
- [7] 成为华, 吕岚, 许世雄, 等. 滚法推拿形成运动狭窄血管内血液流量分析[J]. 医用生物力学, 2003, **18**(1): 1—5.
- [8] Kawahara M, Ramaswamy B. Arbitrary Lagrangian_Eulerian finite element method for unsteady, convective, incompressible viscous free surface flow[A]. In: Gallagher R H, Glowinski R, Gresho P M, et al Eds. Finite Elements in Fluids [C]. Vol 7. Chichester, England and New York: Wiley Interscience, 1988, 65—87.
- [9] Kjellgren P. A semi_implicit fractional step finite element method for viscous incompressible flows [J]. Computational Mechanics, 1997, **20**(6): 541—550.
- [10] Kjellgren P, Hyvriinen J. An arbitrary Lagrangian_Eulerian finite element method[J]. Computational Mechanics, 1998, **21**(1): 81—90.

Numerical Investigation of Effect of Rolling Manipulation of Traditional Chinese Medical Massage on Blood Flow

XU Shi_xiong¹, JI Lin², WANG Qing_wei¹

(1. Department of Mechanics and Engineering Science, Fudan University, Shanghai 200433, P. R. China);

(2. Department of Mechanical Engineering, National University of Singapore, Singapore)

Abstract: The hemodynamic mechanism of rolling manipulation (RM) of TCMM (traditional Chinese medical massage) is investigated. An axisymmetrical non_linear model and an arbitrary Lagrangian-Eulerian finite element method (ALE_FEM) with rezoning algorithm were introduced to study the viscous flow through an axisymmetrical rigid tube with axially moving stenosis to simulate the rolling manipulation. Flow rate and wall shear stress were obtained by solving complete Navier-Stokes equations numerically. The numerical results show that the stenosis moving frequency, namely the frequency of rolling manipulation, has great effect on the disturbance of flow and the wall shear stress. The stenosis coefficient, which characterizes the severity of the stenosis, another adjustable parameter in rolling manipulation, also shows the significant effect on flow rate and wall shear stress. These numerical results may provide some data that can be taken into consideration when massage is used in clinic.

Key words: traditional Chinese medical massage (TCMM); rolling manipulation (RM); moving stenosed vessel; blood flow; Eulerian_Lagrangian finite element method