

УДК 612.1
DOI: 10.15372/PMTF202115054

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЖИДКОСТИ И СТЕНКИ АРТЕРИИ ПРИ ПЕРИОДИЧЕСКОМ ВНЕШНЕМ ВОЗДЕЙСТВИИ

Ю. Ц. Се, М. Л. Ли, Л. П. Ли

Университет Фучжоу, Фучжоу, Китай
E-mails: 200227145@fzu.edu.cn, liminglin@fzu.edu.cn, n190227069@fzu.edu.cn

С использованием метода конечных элементов и модели взаимодействия жидкости и упругого тела исследуется влияние вибрационных воздействий на артериальную гемодинамику и механические свойства стенки артерии. В результате численного моделирования установлено, что при проведении массажных манипуляций с частотой воздействия $2f_0$ средний расход кровотока увеличивается более чем на 5,34 %, при частотах f_0 и $4f_0$ увеличение расхода менее существенно. При манипуляциях кровоток нарушается и происходит концентрация сдвиговых напряжений на стенке сосуда в зоне смешанного потока. Показано, что при деформации напряжение Мизеса на стенке артерии увеличивается, достигая максимального значения при максимальной деформации.

Ключевые слова: массаж, периодическое воздействие, артерия, гемодинамика, взаимодействие жидкости с конструкцией

Введение. Массаж в качестве лечебной физкультуры широко применяется в клинической практике [1, 2], поскольку позволяет облегчать и лечить различные хронические заболевания, сопровождаемые болями. В работе [3] массаж определяется как манипуляции с мягкими тканями с помощью рук или механических приспособлений. Фактически при проведении массажной терапии механические воздействия передаются мягким тканям человека, таким как кровеносные сосуды, мышцы, соединительная ткань, сухожилия, связки. Форма кровеносного сосуда в зоне поражения изменяется под действием локального подвижного стеноза, возникающего при лечебном массаже. Стеноз, в свою очередь, изменяет кровоток [4, 5]. В работе [6] нагрузка, создаваемая височно-нижнечелюстным суставом, моделировалась приложенной к ареолярной ткани нагрузкой, равной 300 Н. Установлено, что при такой нагрузке внутренний просвет сонной артерии уменьшился на 34 % по сравнению с нормальным состоянием. Для изучения влияния бега и усиленной внешней контрпульсации на коронарный кровоток в работе [7] предложена одномерная модель кровотока, в которой учитываются мышечные сокращения, внешние сокращения и саморегуляция. В последнее время растет число исследований в области традиционной китайской медицины, проводимых с использованием современных технологий. При этом изучению воздействия массажа на артериальную гемодинамику уделяется недостаточно внимания. Для имитации манипулятивного массажа в работах [8, 9] с использованием решеточного

Работа выполнена в рамках научно-исследовательского проекта Центра развития Научно-образовательного парка Университета Фучжоу (код проекта 2019-JJFDKY-01) и проекта развития науки и технологий провинции Фуцзянь (Китай) (грант № 2019I1009).

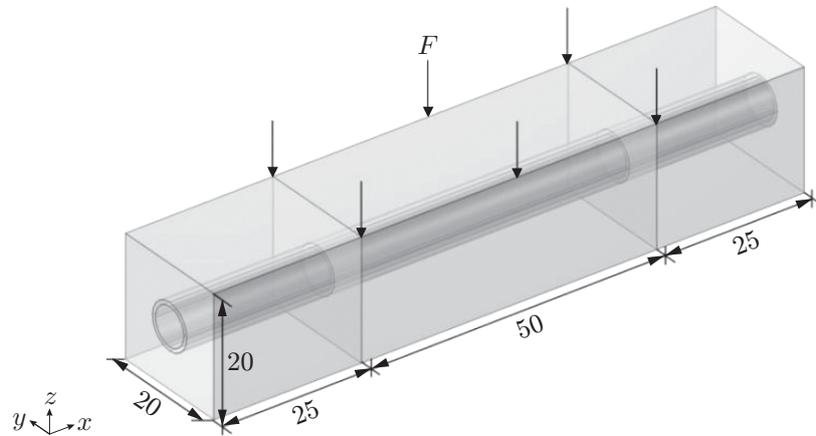


Рис. 1. Модель артерии

Характеристики материалов артерии и мышц

Область	$E \cdot 10^{-4}$, Па	ρ , кг/м ³	ν
Артерия	50	1150	0,45
Мышцы	6	1000	0,42

метода Больцмана построена двумерная модель эластичных кровеносных сосудов при их периодической деформации.

При клиническом применении массажной терапии необходимо учитывать определенную ритмичность приложения нагрузки и сохранять навыки манипулирования. В настоящее время модели взаимодействия жидкости с деформируемым телом часто используются при изучении кровотока в эластичных сосудах [10, 11], а также при определении причин возникновения аневризм [12, 13] и разрыва атеросклеротических бляшек [14].

В данной работе для оценки воздействия массажной терапии на кровеносные сосуды и кровотоков разработана конечно-элементная модель, позволяющая изучать влияние периодической динамической внешней нагрузки на внутриартериальную гемодинамику.

1. Модель и методы исследования. Предложена трехмерная численная модель, описывающая движение крови, деформацию артерии и мягких тканей мышц. Артерия в естественном состоянии моделируется прямолинейной трубкой длиной $l = 100$ мм с внутренним диаметром 3,2 мм (рис. 1). Толщина стенки сосуда равна 0,67 мм. Полагается, что трубка заполнена кровью. Трехмерный анализ выполнен с использованием пакета программ COMSOL Multiphysics 5.6TM, предназначенных для решения задач методом конечных элементов. Модель содержит области трех типов: область, моделирующую деформируемую стенку артерии (средний слой), область, моделирующую мышцы (внешний слой), расположенные вокруг сосуда, и область, занятую потоком крови (внутренняя область). Предполагается, что материал стенки артерии является изотропным линейно-упругим. Характеристики материала артерии и мышц приведены в таблице (E — модуль Юнга, ν — коэффициент Пуассона). Поток крови моделируется несжимаемой ньютоновской ламинарной пульсирующей жидкостью с плотностью $\rho = 1056$ кг/м³ и динамической вязкостью $\eta = 0,0035$ Па·с. На внутренней стенке артерии выполняется условие прилипания. Торцы деформируемой области закреплены в подвижных шарнирах. С использованием итерационного метода решается нестационарная задача. Время решения задачи составляет 3 с, шаг по времени — 0,01 с.

Для расчета параметров поверхности раздела между жидкостью и деформируемым телом используется смешанный метод Эйлера — Лагранжа. Уравнения движения и нераз-

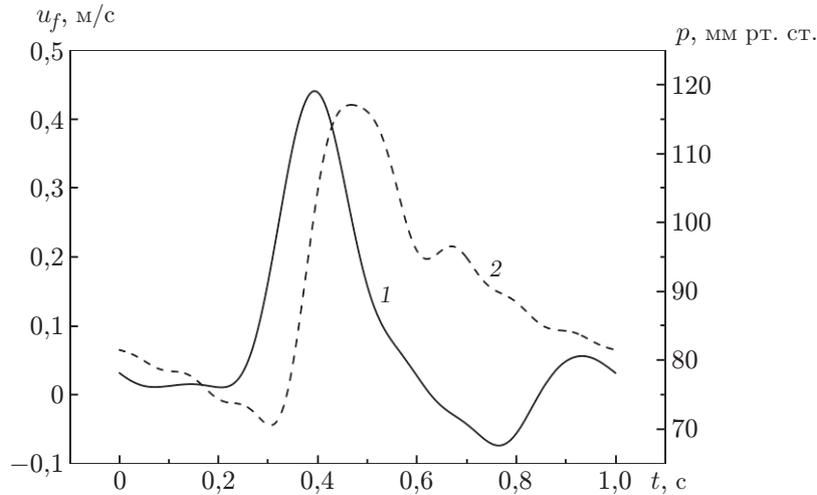


Рис. 2. Граничные условия на входе в артерию и выходе из нее:
1 — скорость потока u_f , 2 — давление p

рывности имеют вид

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}_f}{\partial t} + \rho(\mathbf{u}_f \cdot \nabla) \mathbf{u}_f = \nabla \cdot [-p\mathbf{I} + \mathbf{K}] + \mathbf{F},$$

$$\mathbf{K} = \mu(\nabla \mathbf{u}_f + (\nabla \mathbf{u}_f)^T), \quad \nabla \cdot \mathbf{u}_f = 0,$$

где ρ — плотность; \mathbf{u}_f — вектор скорости жидкости; μ — объемная вязкость; p — давление; \mathbf{I} , \mathbf{F} — шаровой тензор и девиатор напряжений соответственно.

На стенке артерии задаются следующие условия сопряжения:

$$\mathbf{d}_f = \mathbf{d}_s, \quad \mathbf{t}_f = \mathbf{t}_s$$

(\mathbf{d}_f , \mathbf{d}_s — смещения жидких и твердых деформируемых элементов на границе раздела соответственно; \mathbf{t}_f , \mathbf{t}_s — усилия в жидких и твердых деформируемых элементах на границе раздела соответственно).

Граничные условия на входе в артерию и выходе из нее — подвижные шарниры. Нижняя поверхность мышцы считается неподвижной:

$$\mathbf{u}_s \cdot \mathbf{n} = 0, \quad \mathbf{u}_s = 0.$$

Здесь \mathbf{u}_s — вектор скорости деформируемых элементов; \mathbf{n} — вектор нормали к торцевой поверхности.

На входе в область, занятую жидкостью, задается скорость жидкости, на выходе — периодическое по времени давление (сердце человека бьется с частотой 60 удар/мин). Зависимости скорости и давления от времени приведены на рис. 2.

Воздействие массажа моделируется силой, приложенной на верхней поверхности мышцы. Результатом механического воздействия, вызванного массажем, является локальный стеноз в просвете артерии (радиальные колебания ее стенок), нарушающий кровоток внутри сосуда. Для моделирования режима вибромассажа в средней части трехмерной модели задается периодическая нагрузка, равномерно распределенная в радиальном направлении. Площадь области, в которой приложена нагрузка, равна $A = 10 \text{ см}^2$. Для изучения влияния частоты манипуляций на гемодинамические характеристики кровотока в артерии при моделировании была выбрана равномерно распределенная нагрузка с частотами воздей-

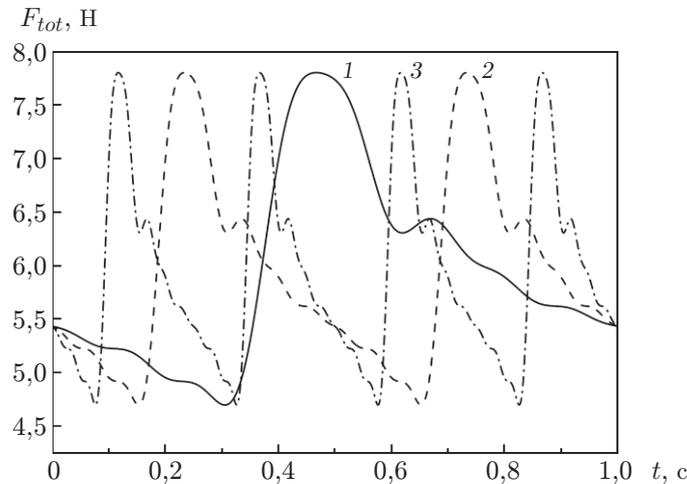


Рис. 3. Зависимость нагрузки от времени при различной частоте ее воздействия:
 1 — $f = f_0$, 2 — $f = 2f_0$, 3 — $f = 4f_0$

ствия f_0 , $2f_0$ и $4f_0$. Использовались различные модели взаимодействия деформируемого тела и жидкости. На рис. 3 приведены зависимости от времени нагрузки

$$F_A = F_{tot}/A,$$

где F_A — сила, приходящаяся на единицу площади; A — площадь области, в которой приложена нагрузка. Форма фронта волны давления соответствует граничным условиям, задаваемым на выходе.

2. Результаты исследования. В данной работе задавались периодически изменяющиеся во времени нагрузки, действующие на мягкие ткани и моделирующие воздействие, оказываемое в процессе китайского медицинского массажа (вибрационные манипуляции). Из результатов расчетов следует, что внешнее возмущение влияет на характер кровотока внутри сосуда. Воздействие в процессе массажа радиальной периодической силы приводит к локальному стенозу артерии и изменению характера кровотока внутри сосуда. Чем больше частота нагрузки при одной и той же амплитуде, тем больше скорость ее изменения и тем существеннее влияние возмущения на расход кровотока Q/Q_0 на выходе из артерии (Q_0 — расход кровотока в нормальном физиологическом состоянии). При $Q/Q_0 > 1$ нагрузка оказывает стимулирующее влияние на кровоток в сосуде.

Из анализа относительного расхода кровотока на выходе из артерии в течение одного сердечного цикла (рис. 4, а) следует, что относительный расход Q/Q_0 практически не меняется во времени, если изменение внешней нагрузки происходит с частотой, равной частоте пульсаций кровотока, т. е. с частотой f_0 . В этом случае массаж оказывает положительное влияние на кровоток. Однако при частотах внешнего воздействия, равных $2f_0$ и $4f_0$, на кривых соответствующих зависимостей имеются флуктуации. Следует отметить, что кривые 2, 3 на рис. 4, а находятся в области отрицательных значений Q/Q_0 в моменты времени, когда направление кровотока на выходе из артерии меняется на противоположное. На рис. 4, б представлены зависимости среднего расхода кровотока на выходе из артерии за один сердечный цикл при частоте воздействия, равной f_0 , $2f_0$ и $4f_0$. Частота f_n соответствует кровотоку в нормальном физиологическом состоянии, а именно в отсутствие внешнего воздействия на артерию. В процессе массажа средний расход кровотока увеличивается на 5,05, 5,34 и 4,43 % соответственно по сравнению с нормальным физиологическим состоянием. При частоте воздействия, равной $4f_0$, средний расход кровотока меньше, чем при частотах, равных f_0 , $2f_0$. Это означает, что оптимальное значение частоты воздействия, стимулирующей кровоток, находится в интервале $f = 2f_0 \div 4f_0$.

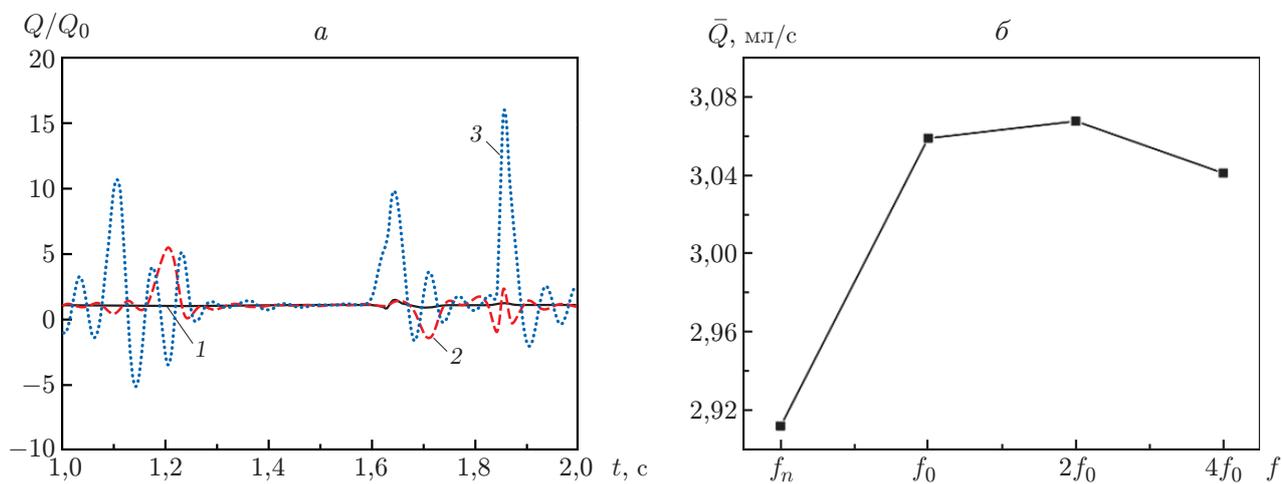


Рис. 4. Относительный Q/Q_0 (а) и средний \bar{Q} (б) расходы кровотока на выходе из артерии:
1 — $f = f_0$, 2 — $f = 2f_0$, 3 — $f = 4f_0$

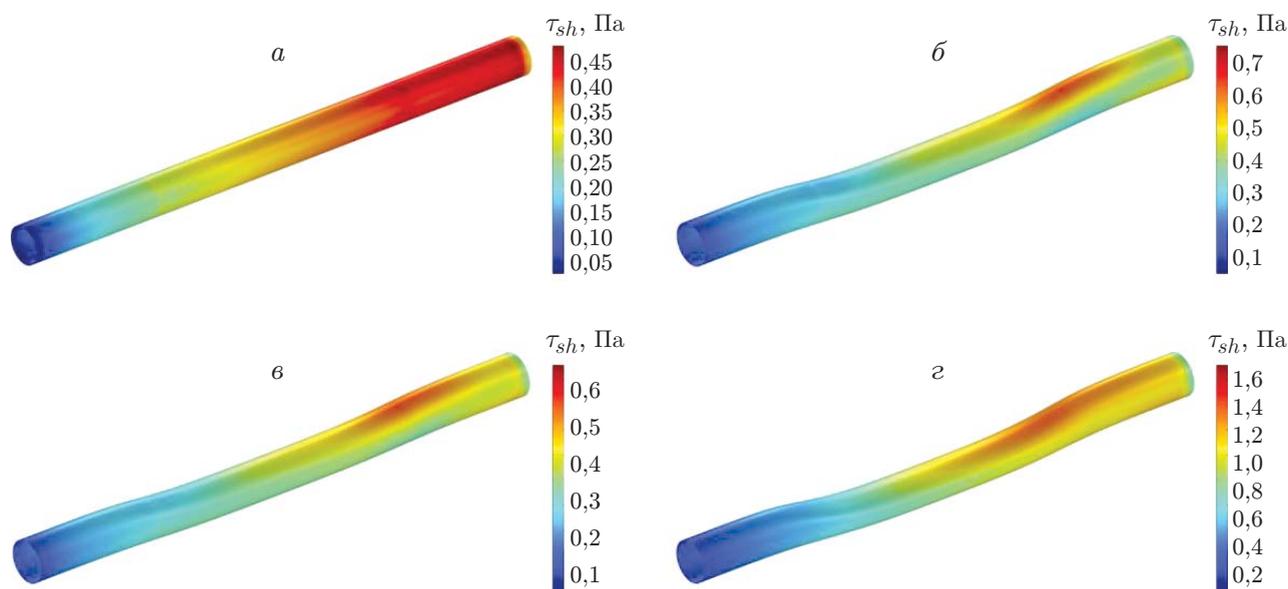


Рис. 5. Распределение сдвиговых напряжений τ_{sh} на стенке сосуда при $t = 1,63$ с и возмущениях с различной частотой:
а — нормальное физиологическое состояние, б — массаж с частотой f_0 , в — массаж с частотой $2f_0$, г — массаж с частотой $4f_0$

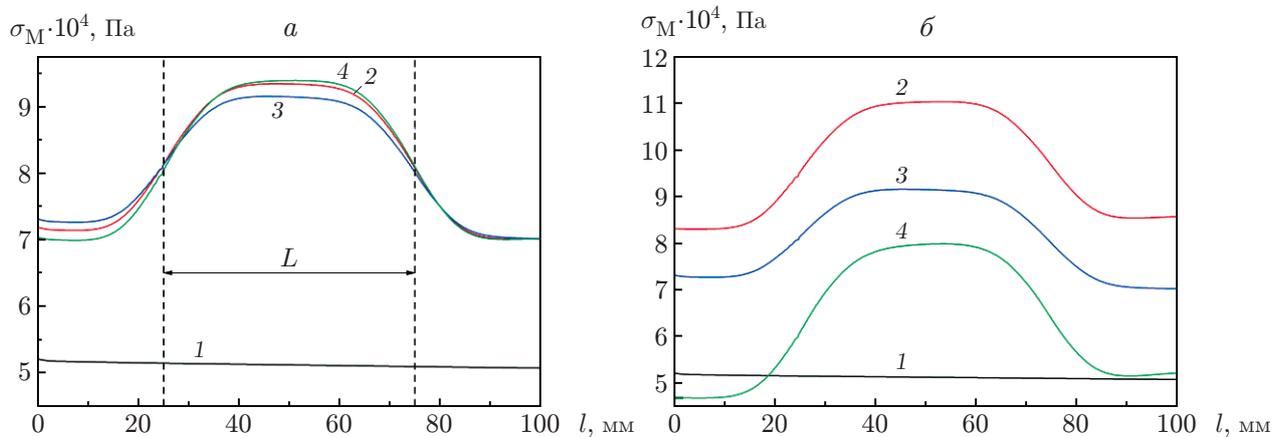


Рис. 6. Распределение в осевом направлении максимальных напряжений Мизеса σ_M на внутренней стенке артерии:

a — при максимальной скорости на входе в артерию, b — при максимальной нагрузке;
 1 — $f = f_n$, 2 — $f = f_0$, 3 — $f = 2f_0$, 4 — $f = 4f_0$

При $t = 1,63$ с в кровеносных сосудах имеется как прямой, так и обратный поток крови, при этом образуется зона смешанного течения крови. На рис. 5 приведено распределение напряжений сдвига на стенке артерии при $t = 1,63$ с в нормальном физиологическом состоянии и при периодических динамических нагрузках различной частоты. Поскольку сосуд представляет собой идеально прямую трубку, внутриартериальный кровоток является ламинарным течением, а скорость сдвига в нормальном физиологическом состоянии вблизи стенки практически постоянна. Согласно результатам расчетов сдвиговые напряжения на внутренней стенке артерии равномерно распределены в осевом направлении. Вследствие локального стеноза, вызванного компрессией кровеносного сосуда, распределение сдвиговых напряжений становится неравномерным, появляется несколько областей концентрации напряжения. При частотах f_0 и $2f_0$ сдвиговое напряжение на стенке сосуда практически одно и то же. В начале сердечного цикла воздействие силы при массаже снижает нагрузку на кровеносный сосуд. При $t = 1,63$ с в области, в которой нарушен поток крови в просвете, наблюдается значительная концентрация сдвиговых напряжений по сравнению с нормальным состоянием. В результате вибрации, вызванной массажем, с увеличением частоты колебаний (f_0 , $2f_0$, $4f_0$) происходит существенное увеличение максимальных напряжений на 58,33, 43,75 и 262,5 % соответственно. Величина сдвигового напряжения на стенке сосуда зависит не только от размера и формы сосуда, но и от характера кровотока и его скорости. Массаж с частотой $2f_0$ оказывает более существенное влияние на возмущение кровотока, чем массаж с частотами f_0 и $4f_0$.

На рис. 6, a представлено распределение максимального напряжения Мизеса вдоль оси на внутренней стенке артерии при максимальном значении скорости на входе в артерию и различных режимах нагружения (L — длина области, в которой приложена нагрузка). Распределение максимального напряжения Мизеса на внутренней стенке артерии в аксиальном направлении практически такое же, как при нормальном физиологическом состоянии. Если при вибрационном воздействии артерия подвергается удару, то происходит значительное увеличение максимального напряжения Мизеса. При этом существенная концентрация напряжений наблюдается в области, где приложена нагрузка. В случае массажа с частотами f_0 , $2f_0$ и $4f_0$ максимальное напряжение Мизеса увеличивается по сравнению с нормальным физиологическим состоянием на 79,57, 75,95 и 80,52 % соответственно.

На рис. 6,б приведено распределение напряжения Мизеса на стенке артерии в тот момент, когда внешние усилия достигают максимального значения. При частотах возмущения f_0 , $2f_0$ и $4f_0$ максимальные напряжения соответственно составляют 112,12, 75,95 и 53,47 % напряжения при нормальном физиологическом состоянии. Из приведенных на рис. 6 результатов следует, что максимальное напряжение Мизеса на стенке артерии зависит не только от величины возмущающей силы, но и от скорости крови в артерии.

Заключение. В работе исследовано влияние массажа, применяемого в традиционной китайской медицине, на артериальную гемодинамику, а именно влияние на артериальный стеноз внешней периодической нагрузки, приложенной к мягким тканям. Из результатов численного анализа кровотока на выходе следует, что положительный эффект массажа достигается при частоте воздействия, равной $2f_0$. Распределение сдвиговых напряжений на стенке артерии зависит от характера кровотока, при этом существенная концентрация сдвиговых напряжений происходит в области смешанного потока. Предложенная модель позволяет эффективно оценить влияние осциллирующего стеноза артериальной стенки на гемодинамику в процессе массажа, а полученные результаты численного моделирования могут быть использованы при проведении массажа в клинических условиях.

Следует отметить, что в работе использовался ряд упрощений. Кровь в организме человека состоит из плазмы и клеток крови, но в данной работе она рассматривается как однородная жидкость. Граничные условия в кровеносных сосудах также в определенной степени идеализированы, что может привести к некоторой погрешности результатов моделирования.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Tsao J. C.** Effectiveness of massage therapy for chronic, non-malignant pain: a review // Evidence-based Complement. Alternative Medicine. 2007. V. 4, N 2. P. 165–179.
2. **Elibol N., Cavlak U.** Massage therapy in chronic musculoskeletal pain management: a scoping review of the literature // Medicina Sportiva: J. Roman. Sports Medicine Soc. 2019. V. 15, N 1. P. 3067–3073.
3. **Furlan A. D., Brosseau L., Imamura M., Irvin E.** Massage for low-back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane Collaboration Back Review Group // Spine. 2002. V. 27, N 17. P. 1896–1910.
4. **Yi H. H., Wu X. H., Yao Y. L.** Dynamics of the blood flow in the curved artery with the rolling massage // Intern. J. Comput. Fluid Dynamics. 2011. V. 25, N 9. P. 501–507.
5. **Yi H. H.** Effect of rolling massage on the vortex flow in blood vessels with lattice Boltzmann simulation // Intern. J. Modern Phys. C. 2011. V. 21, N 11. P. 1421–1431.
6. **Tverier V. M., Shitoev I. D., Nyashin Y. I.** Biomechanical modelling of the temporomandibular joint forces influence on the internal carotid artery // Russ. J. Biomech. 2020. V. 24, N 3. P. 370–389.
7. **Gamilov T., Simakov S.** Blood flow under mechanical stimulations // Adv. Intelligent Systems Comput. 2020. V. 1028. P. 143–150.
8. **Tan H. L., Kong F. R., Bai K. Z., Kong L. J.** Lattice Boltzmann simulation of effect of rolling manipulation of traditional chinese massage on blood flow // Appl. Mech. Materials. 2013. V. 2212. P. 472–477.
9. **Tan H. L., Bai K. Z., Kong F. R., et al.** Study on the blood flow with rolling manipulation of traditional chinese massage // Appl. Mech. Materials. 2013. V. 477/478. P. 197–202.

10. **Amiri M. H., Keshavarzi A., Karimipour A., et al.** A 3-D numerical simulation of non-Newtonian blood flow through femoral artery bifurcation with a moderate arteriosclerosis: investigating Newtonian/non-Newtonian flow and its effects on elastic vessel walls // *Heat Mass Transfer*. 2019. V. 55, N 7. P. 2037–2047.
11. **Chee A. J. Y., Ho C. K., Yiu B. Y. S., Yu A. C. H.** Walled carotid bifurcation phantoms for imaging investigations of vessel wall motion and blood flow dynamics // *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control*. 2016. V. 63, N 11. P. 1852–1864.
12. **Hajirayat K., Gholampour S., Sharifi I., Bizari D.** Biomechanical simulation to compare the blood hemodynamics and cerebral aneurysm rupture risk in patients with different aneurysm necks // *J. Appl. Mech. Tech. Phys.* 2017. V. 58, N 6. P. 968–974.
13. **Mamatyukov M. Yu., Khe A. K., Parshin D. V., Chupakhin A. P.** Energy approach to the solution of the hydroelastic problem of diverticulum growth on fusiform aneurysm // *J. Appl. Mech. Tech. Phys.* 2020. V. 61, N 5. P. 866–877.
14. **Yang C., Bach R. G., Zheng J., et al.** In vivo IVUS-based 3-D fluid-structure interaction models with cyclic bending and anisotropic vessel properties for human atherosclerotic coronary plaque mechanical analysis // *IEEE Trans. Biomed. Engng.* 2009. V. 56, N 10. P. 2420–2428.

*Поступила в редакцию 30/XII 2021 г.,
после доработки — 27/VI 2022 г.
Принята к публикации 25/VII 2022 г.*
