



УДК 539.3

ГЕМОДИНАМИКА И МЕХАНИЧЕСКОЕ ПОВЕДЕНИЕ БИФУРКАЦИИ СОННОЙ АРТЕРИИ С ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ ИЗВИТОСТЬЮ

О.Е. Павлова¹, Д.В. Иванов¹, А.А. Грамакова¹,
К.М. Морозов², И.И. Суслов³

¹Саратовский государственный университет,
Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем;

²Московская медицинская академия им И.М. Сеченова;

³Ярославская государственная медицинская академия
Росздрава

E-mail: nano-bio@sgu.ru

Проведено численное исследование движения крови в анатомически реальной здоровой и патологически извитой бифуркации сонной артерии (СА) человека. Физиологические значения средней скорости кровотока в сечении каротидной бифуркации были получены с использованием неинвазивной технологии. 3D компьютерная модель была построена на основе данных магниторезонансной ангиограммы или компьютерной томограммы. Материал стенки сосудов предполагался линейно-упругим и изотропным. Сравнительный анализ полученных числовых данных для случаев здоровой СА и патологически извитой показал значительное влияние изгиба артерии на характер гемодинамики кровотока. Максимум давления смещается к выпуклой поверхности извитости, а максимум скорости смещается в противоположную сторону. Это приводит к образованию существенной асимметрии потока крови в поперечном сечении извитости. За счет этого происходит заметное уменьшение касательных напряжений на выпуклой стороне стенки. Таким образом, наличие извитости создает дополнительно благоприятные условия для развития атеросклероза.

Ключевые слова: биомеханика, сонная артерия, патологическая извитость, метод конечных элементов.

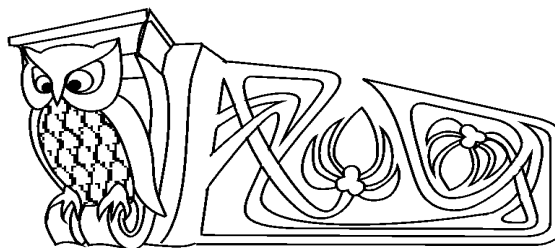
ВВЕДЕНИЕ

Одной из наиболее важных проблем современной медицины является дальнейшая разработка и усовершенствование диагностических, терапевтических и хирургических методов лечения расстройств мозгового кровообращения. Это связано с большой распространенностью цереброваскулярных заболеваний, в структуре которых первое место занимают нарушения кровообращения ишемического характера, обусловленные атеросклерозом, второе – патологическими извитостями (ПИ) сонных и позвоночных артерий (ПА). Последние изучены недостаточно.

Причина патологических извитостей чаще всего врожденная, но нередко гиперудлинение артерии развивается при гипертонической болезни. Долгое время извитость может не давать никакой симптоматики, но в какой-то момент у пациента начинаются приходящие нарушения мозгового кровообращения. На фоне гемодинамических расстройств, вызванных ПИ сонных артерий [1], возникает развитие острого нарушения мозгового кровообращения ишемического генеза. У каждого третьего умершего от инсульта находят аномалии развития СА и ПА.

Считается, что нарушения мозгового кровообращения при ПИ приводят к образованию септального стеноза в месте перегиба с понижением кровотока дистальнее стеноза и к образованию пристеночных тромбов в местах перегибов и в петлях. Наличие тромбов приводит к артерио-артериальной эмболии.

Патологическая извитость подлежит хирургическому лечению. В настоящее время существует множество различных методик хирургической коррекции данной патологии. Первыми, по литератур-



Hemodynamics and Mechanical Behavior of Pathologically Tortuous Carotid Arteries

O.E. Pavlova¹, D.V. Ivanov¹, A.A. Gramakova¹, K.M. Morozov²,
I.I. Suslov³

¹Saratov State University,
Educational-Research Institute of Nanostructures and Biosystems;

²I. M. Sechenov Moscow Medical Academy;

³Yaroslavl State Medical Academy

E-mail: nano-bio@sgu.ru

The numerical analysis of blood flow through anatomically real healthy and pathologically tortuous bifurcation of human carotid was carried out. Experimental velocity field data in carotid bifurcation were obtained using noninvasive technology. 3D computer models based on computer tomogram were built. The material of the wall is assumed to be linear isotropic. Comparative analysis of obtained data for healthy and pathologically tortuous carotid shows qualitative influence of carotid bend upon blood flow behaviour. Maximum values of pressure shift to convex surface of the bend, and maximum values of velocity shift to opposite side. That leads to blood flow asymmetry in tortuosity cross section. Wall shear stress decreases significantly at convex surface of the bend. Thus pathological tortuosity presence creates favorable conditions for atherogenesis.

Key words: biomechanics, carotid, pathological tortuosity, finite element method.



ным данным, хирургическую коррекцию ПИ успешно выполнили в 1959 году Quattelbaum, Urson and Neville [2]. На сегодняшний день разработка оптимальных методов хирургической коррекции является актуальной проблемой, требующей научного разрешения. Также важным вопросом является определение критериев гемодинамически незначимых или малозначимых, конфигурационных аномалий сонных и позвоночных артерий.

Изучение аномалий артерий, их роли и места в развитии острых и хронических нарушений мозгового кровообращения, разработка оптимальных методов хирургического вмешательства возможна лишь с применением междисциплинарного подхода, с привлечением к решению этой проблемы специалистов других научных направлений, в частности биомеханики. В последнее время получила развитие гемодинамическая теория повреждения сосудистой стенки. Суть теории состоит в том, что в основе развития ангиопатий неспецифического генеза доминирующее значение принадлежит совокупности явлений: нарушению процессов регуляции клеточного гомеостаза, системной иммуновоспалительной реакции и местным гемодинамическим условиям [3, 4]. В данной работе изучаются особенности гемодинамики в зонах патологических извитостей артерий и их влияние на напряженно-деформированное состояние стенок сосуда.

Различают три вида извитостей: изгиб (*C*- и *S*-образные), перегиб (кинкинг) и петля (койлинг) (рис. 1). Многолетние наблюдения показывают, что наиболее опасными видами ПИ являются перегиб и петля.

Таким образом, возникает актуальная задача биомеханики, связанная с определением влияния различных форм патологических извитостей на гемодинамические характеристики тока крови.

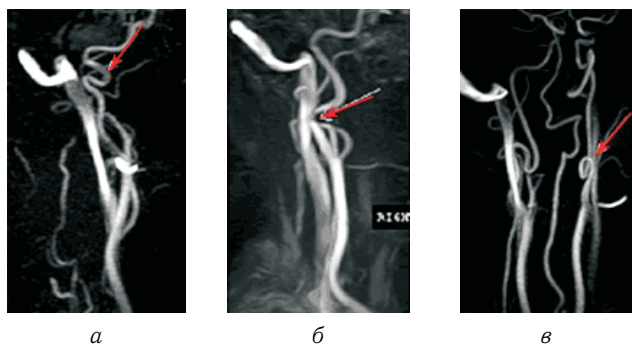


Рис. 1. Виды патологических извитостей артерий: *а* — *C*- и *S*-образный изгиб; *б* — перегиб (кинкинг); *в* — петля (койлинг)

1. МЕТОДЫ

Современная биомеханика постоянно сталкивается с проблемами расчета биосистем, имеющих сложную геометрическую конфигурацию и нерегулярную физическую структуру. Развитие компьютерных технологий позволяет проводить подобные расчеты при помощи приближенных численных методов. На сегодняшний день самым распространенным среди численных методов является метод конечных элементов (МКЭ) [5, 6]. Несмотря на многообразие пакетов, в основе которых лежит МКЭ, для решения биомеханических совместных упругогидродинамических задач чаще всего используются ANSYS, ADINA, ABAQUS, COMSOL. При решении таких задач используется алгоритм FSI (Fluid-Solid Interaction), позволяющий учитывать силы, действующие со стороны жидкости на твердое тело, и деформации твердого тела, действующие, в свою очередь, на жидкость. При этом моделирование твердого тела и жидкости производится отдельно с обычным заданием всех параметров материала (потока), граничных условий, сеточного разбиения и т.д., а взаимодействие между ними происходит по обозначенным границам двух областей. При этом используется смешанный подход Эйлера – Лагранжа.

1.1. Геометрия и граничные условия

Методы реконструкции трехмерной геометрии сосуда *in vivo* и *in vitro* широко представлены в литературе. Большинство *in vivo* методов основано на использовании снимков, полученных с помощью магниторезонансной томографии (МРТ) или компьютерной томографии (КТ). Снимки представляют собой поперечные сечения сосуда, сделанные с определенным шагом.

В условиях, когда двумерные сечения недоступны, реконструкцию геометрии приходится проводить с использованием трехмерного внешнего вида сосуда. По имеющимся данным толщина стенки не может быть определена. В таком случае поперечные сечения аппроксимируются окружностями.

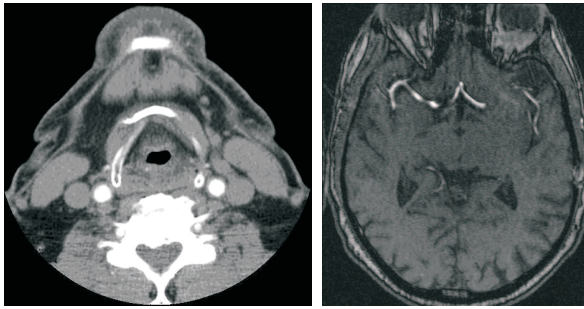


Рис. 2. 2D снимки компьютерной томограммы головного мозга. Справа четко видны ПИ сонных артерий

Чтобы учесть толщину стенки и точные размеры атеросклеротического поражения, необходимо использовать двумерные компьютерные томограммы (рис. 2).

При построении точной 3D геометрической модели БСА использовался специализированный программный пакет SolidWorks 2007 (SolidWorks corporation). Разработанная методика создания моделей позволила восстановить геометрию сосуда, наиболее близкую к реальной. Был восстановлен целый ряд геометрий СА, некоторые из которых представлены на данном рисунке (рис. 3).

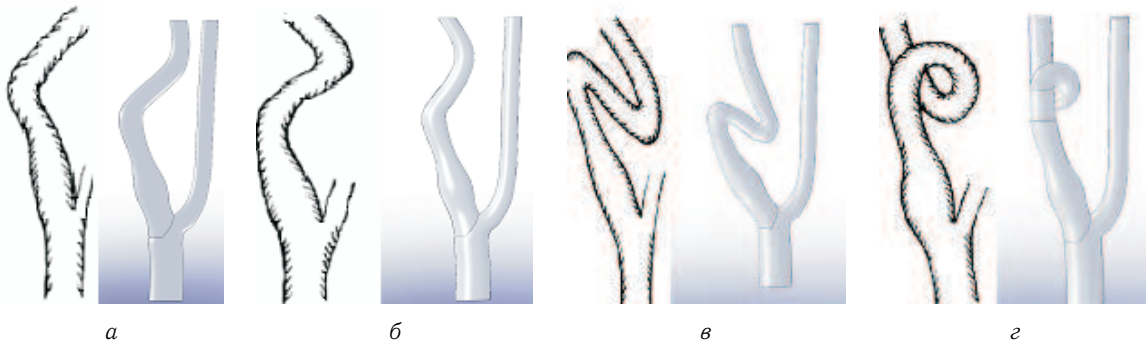


Рис. 3. Восстановленные геометрии ПИ БСА: а — модель 1, С-изгиб; б — модель 2, S-изгиб; в — модель 3, S-перегиб; г — петля

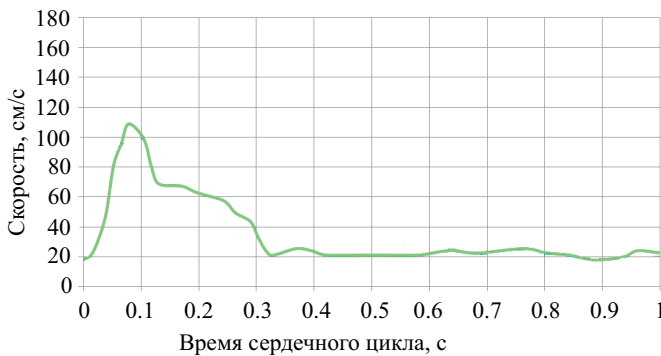


Рис. 4. Изменение скорости крови за сердечный цикл

Программа предоперационного обследования пациента обязательно включает в себя ультразвуковое исследование (УЗИ) пораженных артерий, в течение которого определяются максимальные скорости тока крови по сечению на различных участках сосудистого русла. Как правило, измерение скоростей происходит в середине потока, где наблюдается их максимальное значение. Одна из таких пульсовых кривых представлена на рис. 4.

1.2. Математическая постановка задачи

Кровь предполагается однородной, несжимаемой ньютоновской жидкостью. Ее движение описывается следующей системой уравнений:

$$\begin{cases} \rho_1 \frac{\partial \vec{u}_1}{\partial t} - \nabla \cdot \left[-pI + \eta \left(\nabla \vec{u}_1 + (\vec{u}_1)^T \right) \right] + \rho_1 (\vec{u}_1 \cdot \nabla) \vec{u}_1 = 0, \\ -\nabla \vec{u}_1 = 0, \end{cases}$$

где $\vec{u}_1(u_1, v_1, w_1)$ — вектор скорости крови, p — давление крови, I — единичная матрица, ρ_1 — плотность жидкости, η — динамический коэффициент вязкости жидкости.

Материал стенок предполагается однородным, изотропным и идеально упругим. Движение стенки в нестационарном случае описывается общим дифференциальным уравнением движения упругого тела в перемещениях

$$\rho_2 \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} - \nabla \cdot c \nabla \vec{u} = \vec{F},$$

где \vec{F} — вектор внешних сил, $\vec{u}(u, v, w)$ — вектор перемещения, c — матрица жесткости материала стенки, ρ_2 — плотность материала стенки.



Граничные условия на стенке задаются в виде $S \cdot n = \vec{n}(-pI + \eta(\nabla \vec{u}_1 + (\vec{u}_1)^T))$, где \vec{n} — вектор внешней нормали к границе, S — тензор напряжений Коши в упругом теле. Сила упругой реакции стенки на поток должна уравниваться суммарным воздействием давления и сил вязкости на стенку. Торцы сосуда предполагаются жестко закрепленными.

На внутренней стенке артерии ставится условие прилипания частиц жидкости к стенке:

$$\vec{u}_1 = \frac{\partial \vec{u}}{\partial t}, \quad \vec{v}_1 = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}, \quad \vec{w}_1 = \frac{\partial \vec{w}}{\partial t}.$$

На входе в артерию задается переменная во времени скорость потока жидкости, на выходе — постоянное давление.

Механические характеристики крови и артерии были взяты в виде $\rho_1 = 1050 \text{ кг/м}^3$, $\eta = 0.0037 \text{ Па} \cdot \text{с}$, $\rho_2 = 1378 \text{ кг/м}^3$, $\nu = 0.4$ (коэффициент Пуассона), $E = 6 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2$ (модуль Юнга) [7].

2. МОДЕЛИРОВАНИЕ

2.1. Моделирование стенки сосуда

В любом КЭ пакете моделирование проходит по одной и той же схеме. Сначала задается (или импортируется) геометрия модели, затем выбирается модель материала стенки, задаются его параметры, потом модель разбивается на сетку с учетом выбранных элементов, задаются граничные и начальные условия, контакты и т.п. в зависимости от типа решаемой задачи.

Для решения поставленной упругогидродинамической задачи нами был выбран пакет ANSYS 11.0. Выбор ANSYS для данной задачи не случаен. Дело в том, что пакетов, могущих решать смешанные задачи теории упругости и гидродинамики без использования дополнительных сторонних кодов, крайне мало. Чаще всего для решения такого типа задач используются два пакета, один для решения упругой задачи, другой — для гидродинамической и связывающий их модуль. Такое построение является громоздким, сложным и дорогостоящим. К числу достоинств ANSYS стоит отнести способность решать смешанные задачи теории упругости и гидродинамики в одном пакете, позволяя избежать дополнительных трудностей.

Исследовалось напряженно-деформированное состояние стенок каротидной артерии в норме и в зонах патологической извитости. Стенка сосуда моделировалась 8-узловыми 3D-solid элементами, общее количество которых для модели составило около 50 000 (рис. 5). В качестве сетки использовалось неструктурированное разбиение тетраэдрами ввиду сложности геометрии. На торцы сосуда накладывались ограничения на перемещения по всем трем осям, что описывает его анатомическое положение в теле.

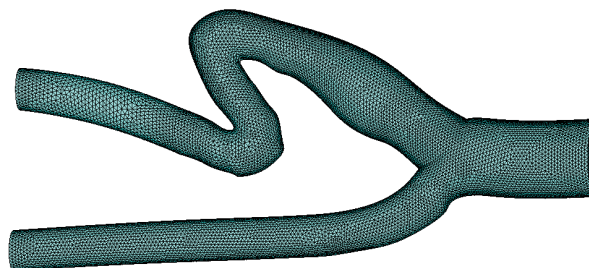


Рис. 5. Разбиение стенки сосуда тетраэдрами

2.2. Моделирование кровотока

Кровь моделировалась 8-узловыми 3D-fluid элементами, общее количество которых для модели составляло около 25 000.

При решении совместной задачи использовалась формулировка Лагранжа – Эйлера (Lagrangian Eulerian Formulation) для уравнения моментов. Для выполнения условий совместности на каждом шаге по времени итерационно до достижения заданного критерия сходимости накладывалось требование непрерывности перемещений и равновесия сил на границе сред.

В качестве граничных условий для жидкости на входе ОСА задавали изменяющуюся скорость, а на выходах ВСА и НСА задавалось нулевое давление.

Целью моделирования кровотока в сосудистом русле являлось исследование величины касательного напряжения в потоке крови (КНС) на внутренней стенке артерии. Низкое значение касательных напряжений на стенке свидетельствует о большой вероятности начала атеросклеротического процесса. Как отмечается в работе Н. Ф. Younis с соавт. (2004), в зонах низкого значения КНС (<1.5 Па) наблюдается обильное прилипание моноцитов к эндотелию, что считается проявлением ранней стадией атерогенеза.



2.3. Результаты численного моделирования

В результате проведенного численного эксперимента были получены данные по течению крови и реакции стенок здоровых сонных артерий, часть которых была опубликована ранее [8–10] и патологически извитых. Проведенный анализ численных результатов и сравнение с клиническими данными показали следующее:

а) давление в СА без патологий распределяется равномерно, значения лежат в диапазоне от 142 до 150 мм рт. ст. (рис. 6, а). Для ПИ СА характерно неоднородное распределение давления. Для С и S изгибов (рис. 6, б, в) максимальные значения возникают у внешней стенки изгиба и составляют около 230 мм рт.ст, что превышает значения для СА в норме в 1.5 раза. Минимальные значения наблюдаются у внутренней стенки изгиба и не сильно отличаются от значения давления для СА без патологий (160 мм рт. ст). Для кинкинга (рис. 6, г) максимальные значения возрастают до 330–370 мм рт. ст (больше чем в 2 раза по сравнению с СА без патологий) (понижение давления после перегиба, минимальные значения доходят до 10–50 мм рт. ст). Для петли также наблюдается неоднородное распределение давления и смещение максимальных значений к внешнему радиусу изгиба. Значение максимального давления оказывается меньше, чем для СА в норме (рис. 6).

б) для нормальной СА мы наблюдаем параболическое распределение скорости в поперечном сечении (рис. 7, а). Для изгибов и перегибов (рис. 7, б–г) максимальные значения скоростей смещаются к внутренней стенке изгиба, но остаются в том же диапазоне величин, около 0,5 м/с, минимальные значения наблюдаются на внешней стенке изгиба. Для петли можно заметить такую же закономерность, но максимальные значения достигают 0,3 м/с (рис. 7, д).

Такой характер поведения давления и скорости потока крови в дуге извитости можно объяснить за счет появления центробежных сил при резком искривлении линий тока. За счет этих сил поток поджимается к внешней стенке извитости. В результате давление здесь повышается, а скорость потока становится меньше в соответствии с законом Бернулли. На вогнутой стенке извитости наблюдается противоположная картина.

в) за счет разницы давления (у наружного и внутреннего радиуса извитости) возникают потоки поперечной циркуляции, имеющие характер завихрения (рис. 8).

г) наблюдается замедление средней скорости кровотока через патологически извитую сонную артерию.

д) в зоне извитостей касательные напряжения меньше, чем на стенке артерии в норме (рис. 9).

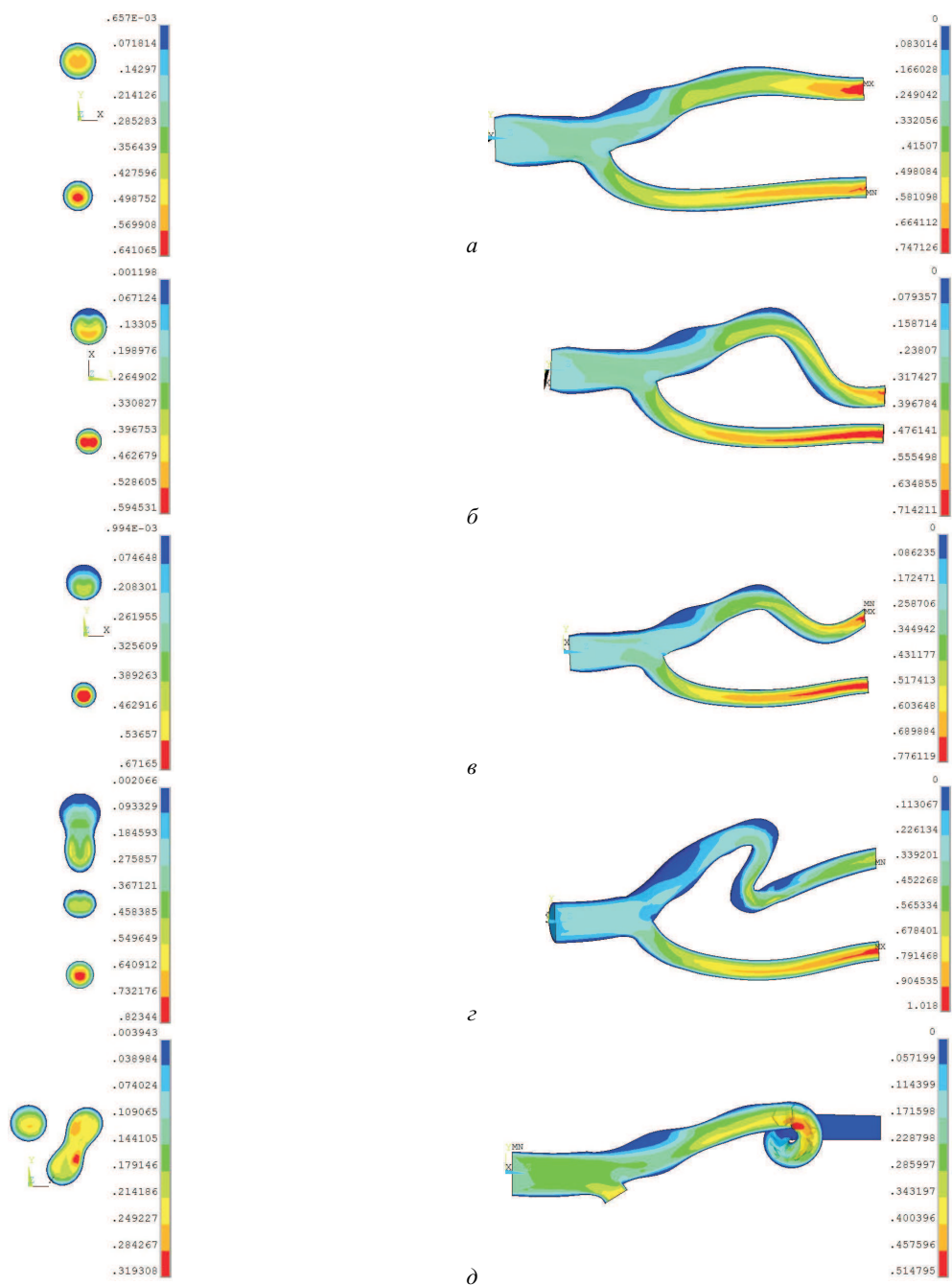
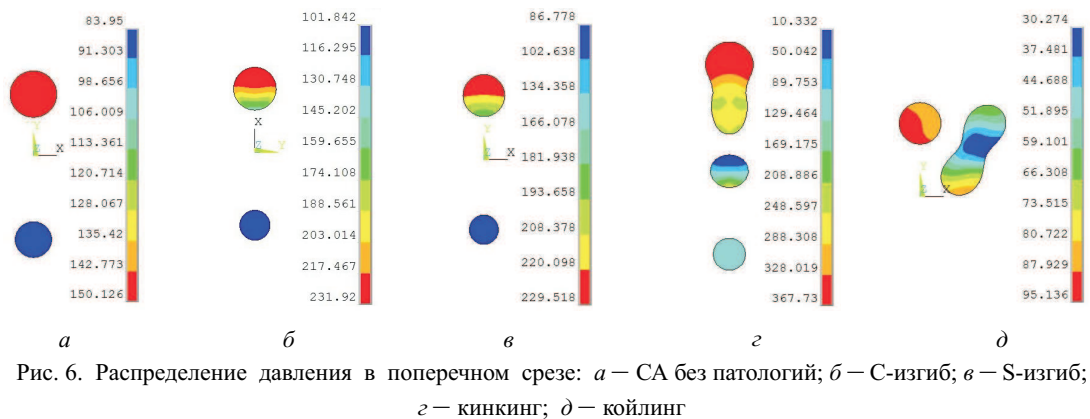
Из сравнения распределения КНС для ПИ СА и СА без патологии видно, что низкие касательные напряжения наблюдаются не только в ампуле СА, но и в месте наибольшей кривизны сосуда. КНС на внешней стенке изгиба достигают значений ниже 0,5 Па, а на внутренней стенке до 2.8 Па для С-изгиба, 2.5 для S-изгиба, 2.5–3 для кинкинга, 2.5 для койлинга.

ВЫВОДЫ

Проведенное математическое моделирование патологических извитостей в зоне бифуркации сонной артерии выявило определенные закономерности нарушения нормальной гемодинамики. Резкое искривление линий тока в извитости вызывает значительную асимметрию распределения давления и скорости в поперечном сечении сосуда. Это приводит к образованию локальной зоны возвратного течения крови, которое уменьшает средний объемный кровоток в извитости. По этой причине на внешней стороне стенки извитости наблюдаются низкие значения касательных напряжений по сравнению с напряжениями, возникающими на стенке здоровой артерии. Тем самым извитости создают дополнительные благоприятные условия для появления и развития атеросклероза. Увеличение кривизны дуги извитости может привести к схлопыванию её внутренней стенки. В этом случае возникает угловой перегиб извитости, который может полностью перекрыть кровоток. Условия, при которых может происходить такое опасное явление, требуют дальнейшего выяснения.

В области максимального изгиба наблюдается хаотичный характер кровотока, что обуславливает снижение давления крови дистальнее перегиба и, соответственно, снижение кровотока в мозговых артериях.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проект 09-01-00804).



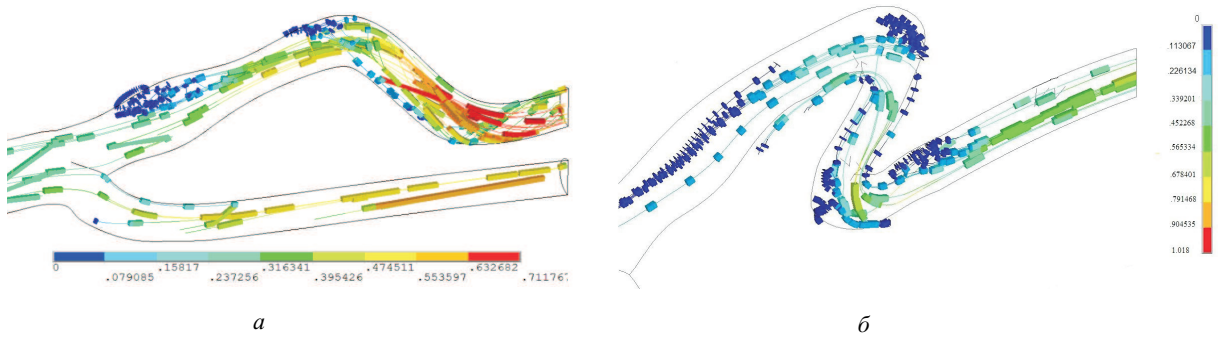


Рис. 8. Линии тока крови ПИ СА: *a* – S-изгиб; *б* – кинкинг

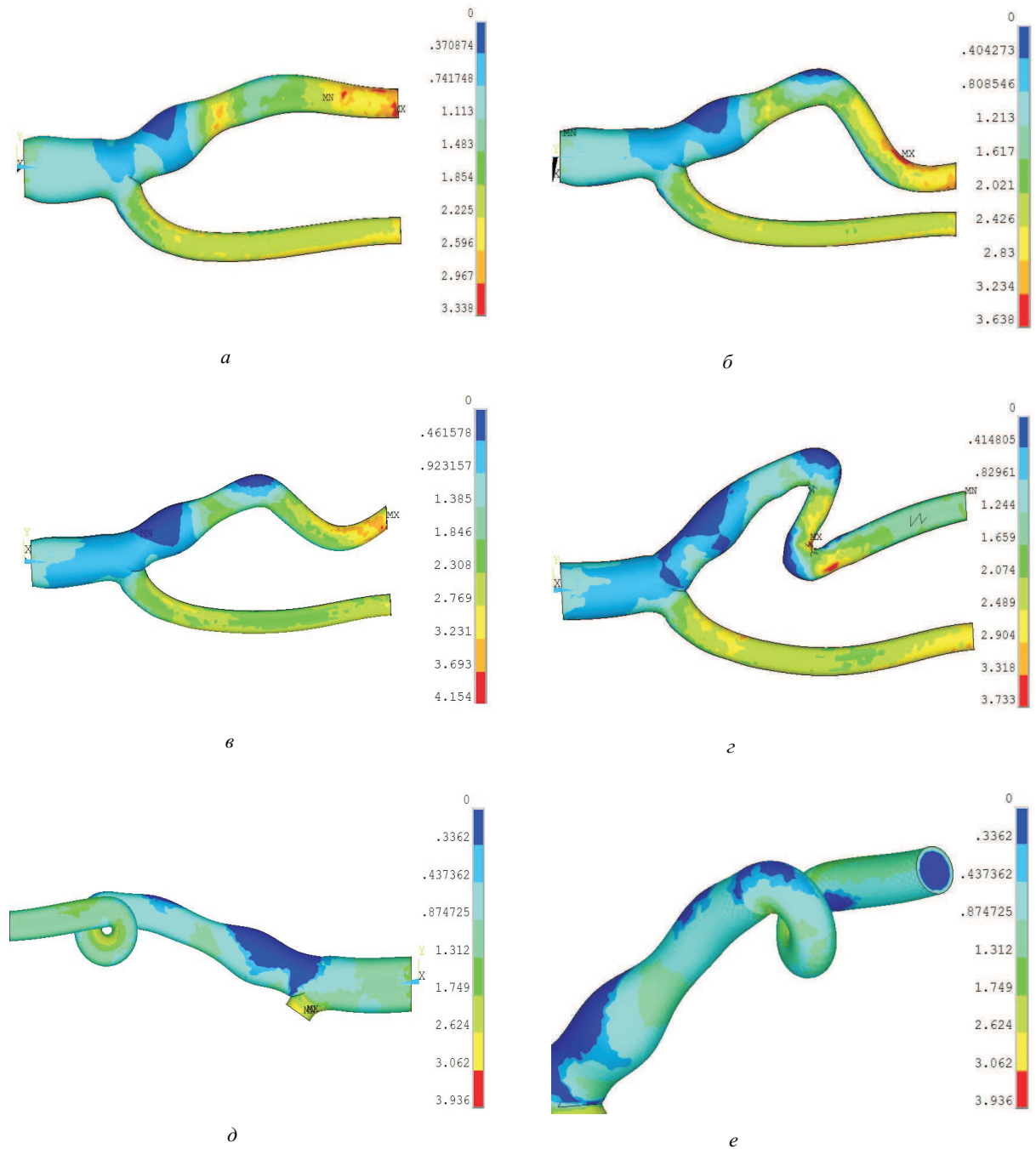


Рис. 9. Распределение КНС: *a* – СА без патологий; *б* – S-изгиб; *в* – S-изгиб; *г* – кинкинг; *д*, *е* – койлинг



Библиографический список

1. Казанчян, П. О. Диагностика и лечение патологической извитости сонных артерий / П. О. Казанчян, В. А. Попов, Е. Н. Гапонова, Т. В. Рудакова // *Ангиология и сосудистая хирургия*. – 2001. – № 2.
2. Quattlebaum, J. K. Stroke associated with elongation and kinking of the internal carotid artery: report of three cases treated by segmental resection of the carotid artery / J. K. Quattlebaum, E. T. Upson, R. L. Neville // *Ann Surg.* – 1959. – V. 150, № 10. – P. 824–832.
3. Красавин, В. А. Клиническая характеристика и активность апоптоза у лиц детского и юношеского возраста с сосудистыми аномалиями брахиоцефальных сосудов / В. А. Красавин, К. М. Морозов, В. А. Кузьмин, С. О. Дружинин, И. И. Суслов // *Сердечно-сосудистые заболевания: Бюл. НЦССХ им. А.Н.Бакулева РАМН*. – М., 2007. – Т. 8, № 3. – С. 80.
4. Красавин, В. А. Концепция системных нарушений иммунитета в генезе аномалий ветвей дуги аорты / В. А. Красавин, С. О. Дружинин, И. И. Суслов, К. М. Морозов, В. А. Кузьмин // *Региональное кровообращение и микроциркуляция*. – СПб., 2007. – № 1 (21). – С. 81–83.
5. Казанцев, А. В. Применение точных медицинских 3D изображений при создании объектов для анализа методом конечных элементов и вычислительной гидродинамики / А. В. Казанцев // *Биомеханика-2008. IX Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл.* – Н. Новгород: ИПФ РАН, 2008. – С. 44–45.
6. Leung, J. H. Fluid structure interaction of patient specific abdominal aortic aneurysms: a comparison with solid stress models / J. H. Leung, A. R. Wright, N. Cheshire et al. // *BioMedical Engineering OnLine*. – 2006. – V. 5:33 doi:10.1186/1475-925X-5-33.
7. Иванов, Д. В. Артерии человека с патологическими извитостями: клинические данные и численный эксперимент / Д. В. Иванов, Е. Л. Коссович // *Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2007: Материалы ежегодной Всерос. науч. школы-семинара*. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2007. – С. 39–41.
8. Кириллова, И. В. Математическое моделирование бифуркации сонной артерии в норме, при патологии и после реконструктивной операции / И. В. Кириллова, Ю. П. Гуляев, Д. В. Иванов и др. // *Биомеханика-2008: IX Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл.* – Н. Новгород: ИПФ РАН, 2008. – С. 23–26.
9. Kossovich, L. Yu. Mathematical modeling of human carotid in healthy, affected or post-corrective surgery conditions / L. Yu. Kossovich, I. V. Kirrilova, Yu. P. Gulayev, D. V. Ivanov, A. V. Kamenskiy, V. O. Polyaev, N. V. Ostrovskiy, K. M. Morozov // *India, IIT Delhi*. – 2008. – P. 235–250.
10. Kamenskiy, A. V. Finite element model of the patched human carotid / A. V. Kamenskiy, I. I. Pipinos, A. S. Desyatova, Yu. E. Salkovsky, L. Yu. Kossovich, I. V. Kirrilova, L. A. Bockeria, K. M. Morozov, V. O. Polyaev, T. G. Lynch, Yu. A. Dzenis // *Vascular and Endovascular Surgery*. – 2009. – V. 43, № 6. – P. 533–541.

УДК 539.4

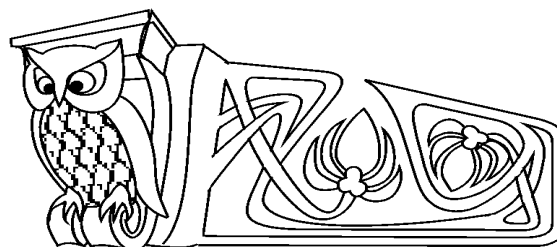
УПРУГИЕ ПАРАМЕТРЫ СМЕШАННЫХ ФОРМ ДЕФОРМИРОВАНИЯ ПОЛУЭЛЛИПТИЧЕСКОЙ ТРЕЩИНЫ ПРИ ДВУХОСНОМ НАГРУЖЕНИИ

В.Н. Шлянников, А.В. Туманов

Исследовательский центр проблем энергетике Казанского научного центра Российской академии наук
E-mail: shlyannikov@mail.ru

Разработан метод и приведены результаты расчетов упругих параметров смешанности и скорости выделения энергии в трехмерной постановке при сочетании форм смещения поверхностей трещины по типу отрыва, сдвига и среза. Рассмотрено состояние произвольно ориентированной несквозной полуэллиптической трещины при двухосном нагружении различной интенсивности. Алгоритм вычислений построен на модификации аналитического решения корректирующими функциями учета выхода вершин полуэллиптической трещины на свободную поверхность пластины. На основе выполненных расчетов установлен характер влияния вида смешанных форм нагружения и формы в плане несквозного дефекта на изменение параметров вдоль криволинейного фронта трещины.

Ключевые слова: наклонная полуэллиптическая трещина, смешанные моды, направление роста трещины, двухосность нагружения, параметр плотности энергии деформации.



Elastic Mode Mixture Parameters for Semi-Elliptical Crack under Biaxial Loading

V.N. Shlyannikov, A.V. Tumanov

Research Center for Power Engineering Problems Russian Academy of Sciences
E-mail: shlyannikov@mail.ru

A method for solution and result of calculations for the elastic mode mixture parameters. The energy release rate is suggested for complex loading including modes I+II+III. The behavior of the edge inclined semi-circular and semi-elliptical surface cracks is considered under biaxial loading of arbitrary direction. The algorithm is based on application to the full elliptical crack solution of the correcting functions accounting for the crack front intersection of the plate free surface. Mixed mode conditions along the curvilinear crack front of surface defect are characterized.

Key words: inclined semi-elliptical crack, crack growth direction, load biaxiality, strain energy density parameter, mixed mode.