

УДК 531/534: [57+61]

ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ СТАДИЙ АТЕРОСКЛЕРОЗА НА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ

В.Н. Аптуков*, Л.Ю. Осоргина **

*Кафедра математического анализа Пермского государственного университета, Россия, 614990, Пермь, ул. Букирева, 15, e-mail: aptukov@perm.ru

**Кафедра механики сплошных сред и вычислительных технологий Пермского государственного университета, Россия, 614990, Пермь, ул. Букирева, 15, e-mail: osorg@psu.ru

Аннотация. Широкое применение реконструктивной сосудистой хирургии в настоящее время требует детального изучения механического поведения склерозированных артерий. Развитие патологических изменений в стенке сосуда существенно влияет на механические характеристики материала стенки. Этот фактор в сочетании с появлением и развитием фиброзных бляшек приводит к уменьшению эффективной площади внутреннего сечения сосуда, концентрации напряжений в окрестности бляшки. В данной статье приведены результаты численной оценки напряженно-деформированного состояния подобных сосудов в рамках решения линейной упругой задачи в двумерной и трехмерной постановках. Обсуждаются вопросы сжимаемости материала стенки артерий.

Ключевые слова: артериальные сосуды, степень атеросклероза, механические свойства, сжимаемость, напряженно-деформированное состояние.

1. В настоящее время в биомеханике кровеносных сосудов человека накоплен достаточно большой экспериментальный материал [1]. Данные по механическим свойствам сосудов в норме и при патологии используются в реконструктивной сосудистой хирургии. Решение практических задач опирается на математическое моделирование механического поведения биологических объектов.

Морфологическая основа стенки кровеносных сосудов человека – коллагено-эластиновый каркас [2]. Обычно различают три основных слоя: интима – тонкий внутренний слой, содержащий эластическую мембрану; медиа – средний слой, состоящий из 40-60 эластических мембран, соединенных между собой; адвентиция – наружный слой, на границе которого с медиа располагается наружная эластическая мембрана [3]. Медиа – основной слой, состоит из спиральных гладкомышечных волокон, закрученных вправо и влево. Угол подъема спирали небольшой, он изменяется при деформации сосуда под действием внутреннего давления. При патологии (развитии атеросклероза) первичные повреждения эластических тканей сопровождаются образованием холестерина и других липидов, мукополисахаридов. Отложение фибрина является предпосылкой для развития склеротических изменений диффузионного и бляшечного характера. Наличие мукополисахаридов приводит к набуханию и рыхлости артериальной стенки [1].

Чаще всего патология развивается в аорте в области ответвления артерий. Устье артерии сужается, изменяются механические характеристики, затрудняется кровоток. В

зоне за устьем артерии происходит, наоборот, аномальное расширение ствола. Важнейшими факторами развития патологии являются механические факторы: удар пульсовой волны; боковое артериальное давление; завихрение кровотока в окрестности устья артерий.

Механическое поведение артериальных сосудов эластического типа достаточно разнообразное, сложное и многофакторное. При циклическом нагружении проявляются эффекты вязкоупругости – возникает явление гистерезиса. При последующих циклах петли гистерезиса значительно уменьшаются – происходит адаптация сосуда к внешним нагрузкам, сопровождающаяся уменьшением вязкости [4]. Авторы [5] считают, что в пределах физиологических нагрузок (80-120 мм рт. ст.) материал ведет себя практически как упругий.

Общепринятым фактом считается наличие анизотропии механических свойств сосуда, класс симметрии – ортотропия [1]. Сосуды при давлении от 80 до 200 мм рт.ст. достаточно сильно деформируются, настолько, что необходимо учитывать конечность деформаций при расчете напряженно-деформированного состояния. Для упрощения описания часто используют гипотезу несжимаемости. Однако в работе [6] на основании измерений толщины стенки с помощью рентгеновских лучей в воздушной среде установлена сжимаемость материала стенки с оценкой коэффициента Пуассона $\nu \approx 0,2$.

Артерии наиболее растяжимы в физиологическом диапазоне давлений. При дальнейшем повышении давления сопротивление деформированию нелинейно возрастает. Характер связи $\sigma_i(\lambda_i)$ зависит от локализации сосудов, направления нагружения и возраста человека или степени патологии сосуда. Жесткость тканевых элементов сосудистой стенки зависит, в первую очередь, от содержания эластина и коллагена. Эндартерэктомия склерозированной стенки (отделение слоев) позволяет оценить прочность отдельных слоев. С возрастом происходит утолщение как склеротического, так и непораженного слоя. Прочность и жесткость склеротического слоя выше, чем у непораженного слоя, имеющего большую предельную деформацию. Сопротивление расслаиванию между склеротическим и непораженным слоем возрастает с увеличением стадии атеросклероза [7].

Таким образом, известные экспериментальные данные свидетельствуют о сложной и многофакторной зависимости деформационных свойств сосудистой стенки от условий нагружения. Ниже в рамках линейной модели при учете ряда факторов (нелинейные физические уравнения, сжимаемость, слоистость, степень пораженности, наличие атероматозной бляшки) проведена численная оценка напряженно-деформированного состояния стенки сосуда.

2. При моделировании механического поведения склерозированных артерий одним из основных вопросов является определение механических характеристик сосудистой стенки при патологии. Рассмотрим кратко методику и результаты эксперимента, данные которого и были использованы авторами для расчетов.

Для определения механических характеристик артерий были приняты результаты опытов, проведенных в [8]. Там исследовалась сонная артерия человека, взятая у 40 лиц обоего пола в возрасте от 17 до 80 лет. Для изучения были выбраны непораженные артерии (стадия 1) и артерии, поражение которых соответствовало различным стадиям атеросклероза: стадии липидных пятен (стадия 2), стадии фиброзных бляшек (стадия 3) и стадии кальциноза атероматозных бляшек (стадия 3). Выделенные отрезки в форме цилиндра длиной от 7 до 11 см герметизировали, заполняли рентгеноконтрастным раствором и нагружали внутренним давлением ступенчато от 0 до 200 мм рт. ст. (0, 80, 120 и 200 мм рт. ст.). После чего производили рентгенографию сегмента сосуда в двух проекциях. Данная оригинальная методика

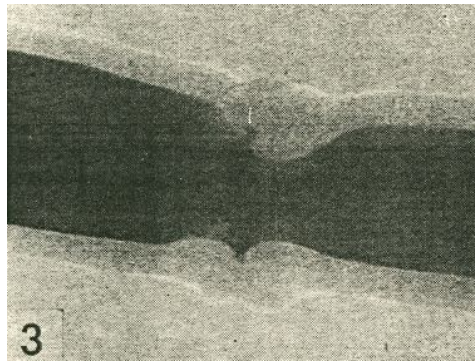


Рис. 1. Рентгеновазограмма сонной артерии

имеет исключительное преимущество, состоящее в том, что позволяет фиксировать не только изменение внешнего диаметра сосуда, а позволяет измерять внутренний диаметр, толщину сосудистой стенки и удлинение вдоль оси. На рис. 1, в качестве примера, показана рентгеновазограмма [8] сонной артерии (сужение – анастомоз) на 3-й стадии атеросклероза при давлении 80 мм рт. ст.

Обработка экспериментальных данных, полученных на основе данной методики, показала существенную сжимаемость материала стенки сосуда. Выявлены значительные изменения (до 50 %) объема выделенного сегмента сонной артерии человека при внутрисосудистом давлении 300 мм рт. ст. В диапазоне физиологических давлений 80-120 мм рт. ст. изменение объема достигает 20-30 %. Показано, что с ростом стадии атеросклероза наблюдается небольшое снижение сжимаемости при большем разбросе экспериментальных данных. Проведенная оценка коэффициента Пуассона позволяет установить диапазон 0,15-0,35 для давлений от 80 до 300 мм рт. ст., что соответствует данным работы [6].

На основании обработки экспериментальных данных работы [8] приняты следующие значения касательного модуля E и коэффициента Пуассона ν , которые и были использованы в дальнейших расчетах.

Таблица

Стадия атеросклероза	Коэффициент Пуассона	Модуль Юнга при различных давлениях (МПа)			
		40 мм рт. ст.	80 мм рт. ст.	120 мм рт. ст.	160 мм рт. ст.
1	0,25	0,21	0,63	1,09	1,58
2	0,30	0,15	0,45	0,84	1,29
3	0,35	0,11	0,41	0,64	1,36
4	0,40	0,10	0,37	0,79	1,15

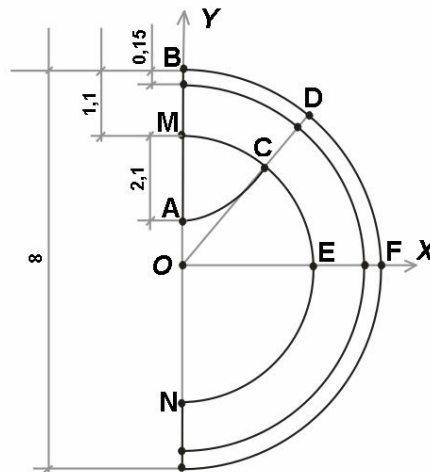


Рис. 2. Поперечное сечение сосуда с бляшкой (размеры в мм)

3. Расчетная двумерная схема для двухслойного сосуда с атероматозной бляшкой представлена на рис. 2. Нагрузка в виде внутреннего давления задавалась на участках А-С-Е-Н. Область атероматозной бляшки задана границами А-С-М.

Для данной схемы проведены различные варианты расчета, представляющих собой сочетание трех уровней внутреннего давления (50, 100 и 200 мм рт. ст.) и четырех стадий атеросклероза внутреннего слоя и бляшки. Свойства внешнего слоя во всех вариантах соответствуют четвертой стадии атеросклероза.

В качестве пространственной модели сосуда с бляшкой был взят полый цилиндр, на его внутренней поверхности к нему была присоединена часть сферы. Все линейные размеры и механические свойства для пространственной задачи совпадают с соответствующими данными из плоской задачи, однако материал основной стенки считался однородным. Полагалось, что стенка сосуда и бляшка имеют одинаковые механические свойства на всех стадиях атеросклероза. Здесь также были проведены расчеты для трех уровней нагрузки и четырех стадий атеросклероза.

4. Для численного решения поставленных задач применялся пакет прикладных программ *ELAST* [9]. Расчетные модели предварительно тестировались на одномерных вариантах с однослойным и двухслойным сосудом без бляшки путем сравнения результатов вычислений с аналитическими решениями. Базовая расчетная сетка устанавливалась путем проведения серии расчетов на сетках с различным количеством элементов и зоны сгущения.

Результаты расчетов показывают, что с ростом патологии сосуда понижается площадь его внутреннего сечения под давлением по сравнению с непораженным сосудом, что оказывает влияние на кровоснабжение. На рис. 3 приведены зависимости относительной площади поперечного сечения сосуда от стадий атеросклероза для внутрисосудистого давления 200 мм рт. ст. Четвертая стадия атеросклероза характеризуется на 35-45 % меньшей пропускной способностью по сравнению с непораженным сосудом. Очевидно, что само наличие бляшки также существенно снижает эффективную площадь сосуда.

На рис. 4 и 5 показаны распределения тангенциальных деформаций вдоль прямой CD и дуги ЕСМ (рис. 2) на различных стадиях атеросклероза при внутрисосудистом давлении 120 мм рт. ст.

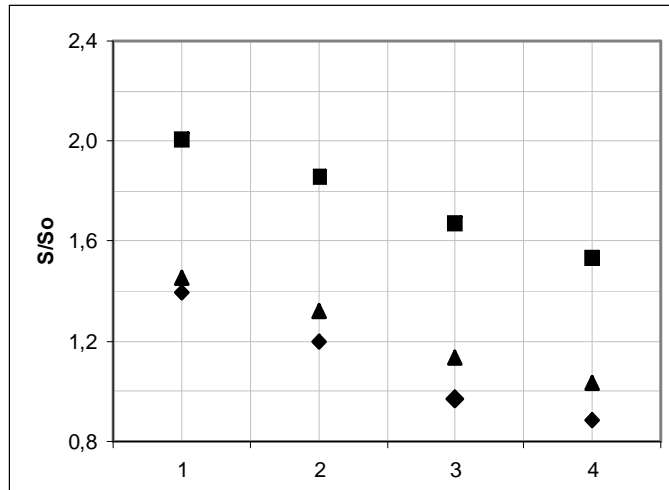


Рис. 3. Зависимость относительной площади внутреннего сечения сосуда S/S_0 от стадии атеросклероза (■ – двухслойный сосуд, плоская задача; ▲ – двухслойный сосуд с бляшкой, плоская задача; ◆ – сосуд с бляшкой, пространственная задача)

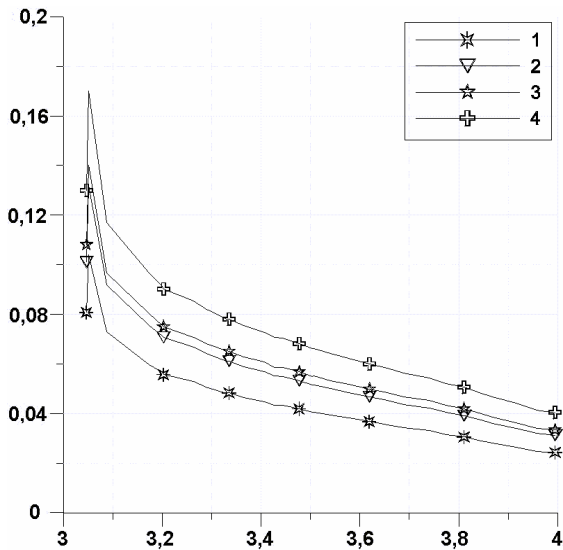


Рис. 4. Распределение тангенциальных деформаций ϵ_t вдоль луча CD (отсчет в мм) для различных стадий атеросклероза

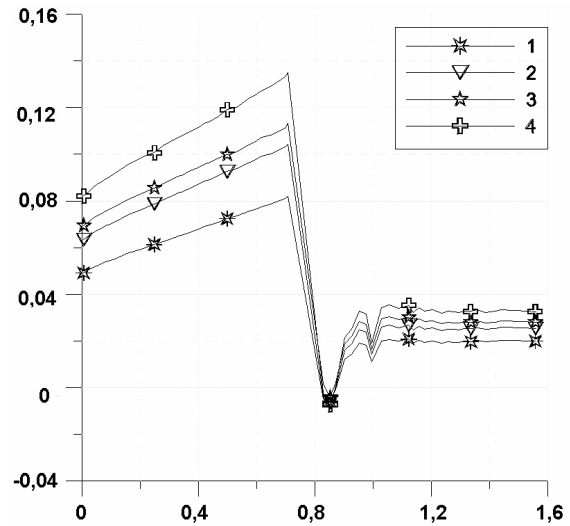


Рис. 5. Распределение тангенциальных деформаций ϵ_t вдоль дуги ECM (отсчет в радианах) внутренней поверхности сосуда для различных стадий атеросклероза

Наблюдается локальный скачок величины окружной деформации в окрестности края бляшки при распределении по толщине стенки (рис. 4). Аналогичный рост окружной деформации заметен при приближении к бляшке вдоль внутренней поверхности сосуда (рис. 5). Снижение предельных деформационных свойств стенки сосуда с ростом патологии приводит к повышению опасности возможного нарушения целостности внутреннего слоя (интимы) в месте крепления бляшки.

В качестве иллюстрации пространственных расчетов на рис. 6 показаны изополосы окружного напряжения σ_t на внутренней поверхности сосуда с бляшкой на четвертой стадии атеросклероза при внутрисосудистом давлении 200 мм рт. ст. Результаты расчетов соответствуют решению плоской задачи – наблюдается концентрация напряжения σ_t в месте крепления бляшки к внутренней стенке сосуда.

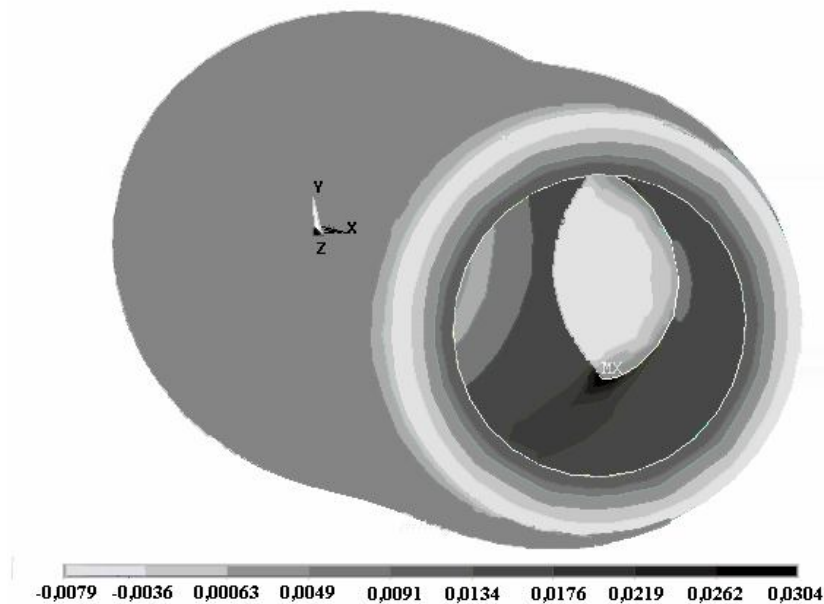


Рис. 6. Изополосы окружного напряжения σ_t (пространственный случай)

5. В приближении линейной теории упругости в плоском и пространственном случаях проведена оценка напряженно-деформированного состояния сонной артерии человека с учетом сжимаемости материала, слоистости стенки, стадии атеросклероза, при наличии атероматозной бляшки. Установлено значительное влияние степени патологии артерии на относительную площадь внутреннего сечения сосуда при наличии и отсутствии бляшки. Обнаружены области концентрации напряжений в окрестности крепления бляшки к внутренней стенке сосуда. Именно в этих местах возможно нарушение целостности интимы. Анализ полученных результатов и известных экспериментальных данных показал необходимость разработки нелинейной модели поведения склерозированных артерий с учетом конечных деформаций.

Список литературы

1. Пурина, Б.А. Биомеханика крупных кровеносных сосудов человека / Б.А. Пурина, В.А. Касьянов. – Рига: Зинатне, 1980.
2. Автандилов, Г.Г. Динамика атеросклеротического процесса у человека / Г.Г. Автандилов – М., 1970.
3. Шехтер, А.В. Эластические мембраны стенки артерий (сканирующая и трансмиссионная электронная микроскопия) / А.В. Шехтер, Г.В. Нестайко, Л.Д. Крымский // Вестник АМН СССР. – 1978. – № 1. – С. 30–39.
4. Bergel, D.H. The static elastic properties of the arterial wall / D.H. Bergel // J. Physiol. – 1961. – Vol. 156. – No. 3. – P. 445–457.
5. Цедерс, Э.Э. Установка для исследования стенок кровеносных сосудов при динамическом режиме / Э.Э. Цедерс, В.А. Касьянов // Механика полимеров. – 1978. – № 4. – С. 745–747.
6. Tickner, E.G. A theory for the static elastic behavior of blood vessels / E.G. Tickner, A.H. Sacks // Biorheology. – 1967. – Vol. 4. – No. 4. – P. 151–168.
7. Лоцилов, В.И. Технологические аспекты изучения механических свойств брюшной аорты человека / В.И. Лоцилов, Г.В. Саврасов // Механика полимеров. – 1977. – № 4. – С. 693–698.
8. Вагнер, Е.А. Механическое поведение сосудистого анастомоза на склерозированных артериях и его моделирование / Е.А. Вагнер, С.Г. Суханов, В.Н. Аптуков // Механика композитных материалов. – 1982. – № 2. – С. 336–342.

9. *Аптуков, В.Н.* Метод конечных элементов и нерегулярные сетки для решения стационарных задач переноса тепла и статики упругих тел: учебное пособие для студентов мат. спец. и направлений / В.Н. Аптуков, Л.В. Ландик, А.В. Фонарев. – Пермь: Изд-во Перм. ун-та, 2002.

ESTIMATION OF INFLUENCE OF STAGES OF ATHEROSCLEROSIS ON STRESS STRAIN STATE OF ARTERIAL VESSELS

V.N. Aptukov, L.Y. Osorgina (Perm, Russia)

Wide application of reconstructive vascular surgery demands now detailed study of mechanical behaviour of sclerotic arteries. Development of pathological changes in a wall of a vessel essentially influences mechanical characteristics of a material of the wall. This factor in a combination with the occurrence and development of fibrous plaques leads to decreasing of the effective square of cross-section of a vessel, to the concentration of stresses in a vicinity of a plaque. In this paper results of a numerical estimation of stress-strain state of similar vessels within the limits of the solution of linear elastic problem in two-dimensional and three-dimensional statements are given. Problems of compressibility of a wall's material of arteries are discussed.

Key words: arterial vessels, stage of atherosclerosis, mechanical properties, compressibility, stress-strain state.

Получено 15 июня 2005