

## MODELING THE HEMODYNAMICS OF CORONARY ARTERIES TAKING THEIR INTERACTION WITH THE MYOCARDIUM INTO ACCOUNT

O. Schuchkina, postgraduate student

I. Kirillova, Candidate of Mathematical and Physical sciences,  
Associate Professor

Saratov State University named after N.G. Chernyshevsky, Russia

Authors have carried out a study of mechanical properties of coronary arteries (CA), computer-based 3D modeling and numerical analysis of the stress-strain state (SSS) and hemodynamics of the left and right coronary arteries. The arterial wall material was assumed to be linear isotropic, and the blood - a Newtonian fluid. The data on the coronary arteries was analyzed taking into account their interaction with the myocardium.

**Keywords:** ischemic heart disease, atherosclerosis, coronary arteries, finite-element modeling.

Conference participants, National championship  
in scientific analytics

### **П**остановка задачи

Ишемическая болезнь сердца доминирует в структуре заболеваемости и является основной причиной инвалидизации населения России и других экономически развитых стран. Ишемия миокарда обусловлена снижением его перфузии, вызванной окклюзией коронарных артерий (КА). Среди окклюзионных поражений КА лидирующее положение занимает атеросклероз.

В последнее время в зарубежной и отечественной литературе появляется все больше публикаций, акцентирующих внимание на гемодинамической теории атерогенеза. Изучению подвергнуты как различные механизмы влияния потока крови на сосудистую стенку, так и влияние пораженной сосудистой стенки на распределение и свойства потоков крови.

Учеными установлено, что области с низкими касательными напряжениями, в том числе участки, близкие к разветвлениям, искривлениям или сужениям артерий, более атерогенны [1, 2, 3, 4]. В свете теории атерогенеза значительный интерес представляют работы Kumar [5] по изучению коронарных артерий, пораженных атеросклерозом.

Несмотря на огромное количество работ, посвященных моделированию и различным методам исследования сердечно-сосудистой системы, на сегодняшний день нет данных, описывающих гемодинамику и упруго-деформативные свойства нативных коронарных артерий с учетом их взаимодействия с миокардом.

Для изучения гемодинамики и напряженно-деформированного состояния коронарных артерий сердца человека необходимо построение максимально точной компьютерной модели с заданием реальных параметров свойств материала. В связи с этим, определение геометрии и механических свойств тканей является необходимым подготовительным этапом процесса моделирования. В данной работе представлены результаты исследования механических свойств коронарных артерий и результаты численного моделирования поведения левой и правой коронарных артерий, закрепленных на пульсирующем миокарде в норме и при различных степенях поражений атеросклерозом.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ КОРОНАРНЫХ АРТЕРИЙ С УЧЕТОМ ИХ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ С МИОКАРДОМ

Щучкина О., аспирант

Кириллова И.В., канд. физ.-мат. наук, доцент  
Саратовский государственный университет  
им. Н.Г. Чернышевского, Россия

Проведено исследование механических свойств коронарных артерий (КА), компьютерное 3D моделирование и численный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) и гемодинамики левой и правой коронарных артерий. Материал стенок артерий предполагался как линейный изотропный, кровь – ньютоновской жидкостью. Проведен анализ полученных данных для коронарных артерий с учетом их взаимодействия с миокардом.

**Ключевые слова:** ишемическая болезнь сердца, атеросклероз, коронарные артерии, конечно-элементное моделирование.

Участники конференции, Национального первенства  
по научной аналитике

### **Механические испытания**

Исследования проводились на настольной одноколонной испытательной машине Instron 5944.

Эксперимент был проведен для 60 КА (30 ЛКА, 30 ПКА) с использованием BioBath при комнатной температуре в 0,9% водном растворе хлорида натрия – физиологическом растворе. Использование BioBath позволяет проводить испытания в жидкой среде, что повышает точность результатов, сохраняя свойства артерий приближенными к физиологическим. Во всех случаях причина смерти была не связана с поражением коронарных артерий. Все материалы были распределены по 4 возрастным группам: I группа – 61–70 лет, II группа – 51–60 лет, III группа – 41–50 лет, IV группа – 31–40 лет.

До начала экспериментов образцы сохранялись также в физиологическом растворе при температуре  $20 \pm 1^\circ\text{C}$ .

Образцы вырезались из сосуда в двух направлениях – продольном и окружном. В среднем длина образца составляла  $l_0 = 30 \pm 0,02$  мм для продольного и  $l_0 = 8 \pm 0,02$  мм для окружного направлений нагружения. Толщину образца определяли цифровым микрометром с погрешностью не более  $\pm 0,005$  мм. В случае цилиндрического образца – внешний диаметр сечения измеряют в трех местах по длине образца (в середине и у торцов). Допускается разность диаметров по всем измерениям не более 0,01 мм. За расчетный диаметр принимают среднее арифметическое результатов всех измерений.

Для восстановления физико-механических свойств сосуда, приближенных к физиологическому состоянию, проводилось 3 цикла «подготовки» (рис. 1). Скорость нагружения составляла 20 мм/мин.

В результате эксперимента были получены графики зависимости относительного удлинения – напряжения, которые имеют ярко выраженный линейный характер при одноосном растяжении.

Анализ полученных результатов для основных сегментов коронарных артерий показал:

- образцы IV группы (31–40 лет) обладают большей эластичностью, нежели образцы I группы (61–70 лет);
- при поражении стенок сосудов мелкоочаговым и

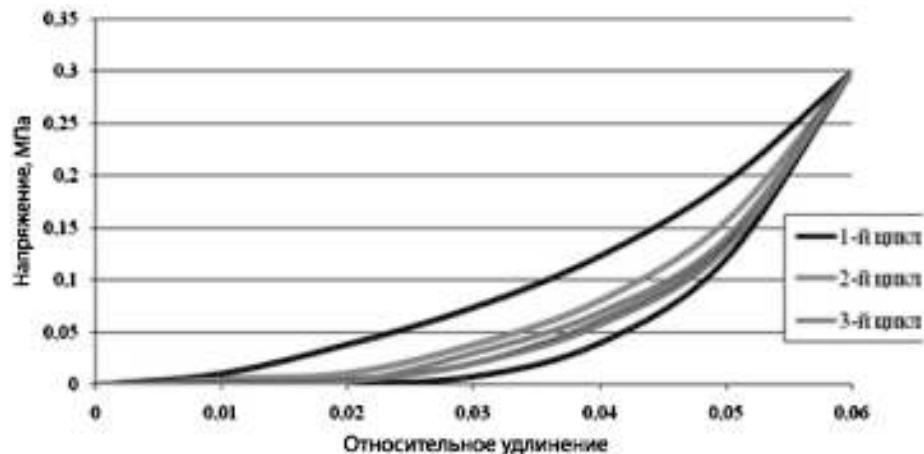


Рис. 1. График восстановления физиологических свойств материала при «предварительном» нагружении

крупноочаговым кардиосклерозом образцы демонстрируют малую эластичность, нежели не пораженные данной патологией;

- уменьшение эластичности при отдаленности сегмента от основной ветви артерии;
- рост жесткости ткани при возрастных изменениях стенок коронарных артерий сердца человека:
  - для основного ствола ЛКА изменение жесткости в 10 раз от IV (0.05 МПа) к I группе (0.5 МПа);
  - для огибающей ветви ЛКА изменение жесткости в 10 раз от IV (0.02 МПа) к I группе (0.2 МПа);
  - для диагональных ветвей ЛКА изменение жесткости в 6,5 раз от IV (0.15 МПа) к I группе (0.97 МПа);
  - для основного ствола ПКА изменение жесткости в 10 раз от IV (0.04 МПа) к I группе (0.4 МПа).

Анализ прочностных свойств показал, что:

- ветви ПКА прочнее ветвей ЛКА в среднем на 15%;
- крупные сегменты артерий обладают большей прочностью по сравнению с мелкими;

– для крупных сегментов артерий разница между пределами прочности для I и IV возрастных групп не более 45%;

– для мелких сегментов артерий разница между пределами прочности для I и IV возрастных групп составляет порядка 70%.

Это указывает на необходимость более раннего проведения мероприятий по профилактике сердечно-сосудистых заболеваний.

### Построение 3D моделей коронарных артерий

Для реконструкции реальной геометрии артерий, учитывающих внутренний рельеф сосуда, применялся метод заливки силиконом *in vitro* (рис. 2, 3), а также данные морфометрии, предложенные в руководстве для врачей [6], с использованием специализированного программного пакета SolidWorks 2008 (рис. 4).

В соответствии с данными, полученными при гистологическом исследовании, была задана толщина стенок коронарных артерий.

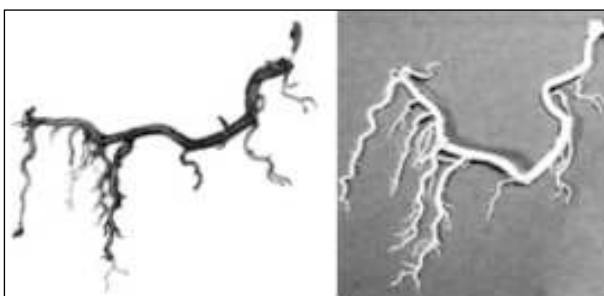


Рис. 2. ПКА и силиконовый слепок

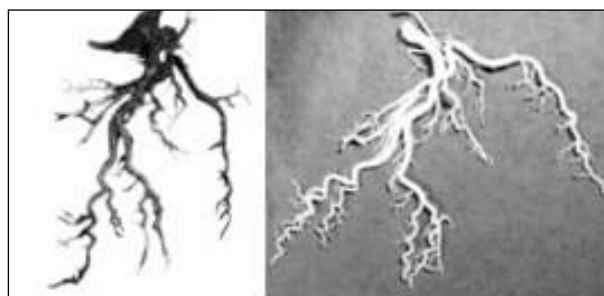


Рис. 3. ЛКА и силиконовый слепок

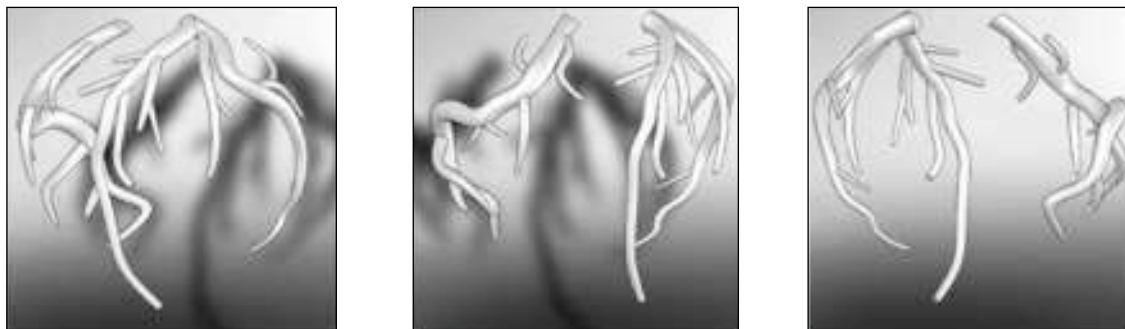


Рис. 4. 3D геометрия правой и левой коронарных артерий

**Импортирование данных в конечно-элементный пакет**

Изучение напряженно-деформированного состояния и гемодинамики коронарных артерий проводилось посредством конечно-элементного пакета *ANSYS Multiphysics*. Для расчетов на полученные объемы была наложена нерегулярная тетраэдрическая сетка с размером элементов 0,0007 для стенки правой и 0,0009 для стенки левой коронарных артерий и 0,0005 для жидкости (рис. 5).



**Рис. 5. Наложение расчетной сетки на модель коронарных артерий**

**Результаты расчетов**

При численном моделировании динамики кровотока и напряженно-деформированного состояния стенок коронарных артерий кровь предполагалась однородной, несжимаемой и ньютоновской жидкостью. Материал стенок предполагался однородным, изотропным, идеально-упругим. Движение стенки в нестационарном случае описывалось вторым законом Ньютона. Торцы сосуда жестко закреплены.

На стенке артерии ставилось условие равенства скоростей частиц жидкости, прилегающих к стенке, и соответствующих частиц стенки. На узлах элементов, принадлежащих внешней стенке артерии, соприкасающейся с миокардом, задавалось давление, соответствующее внешнему давлению сердечной мышцы на коронарные артерии.

На входе в артерию задавалась скорость течения крови, изменяющаяся по физиологическому закону. На выходе задавалось давление, соответствующее внесосудистому сжатию сегментов, погруженных в миокард.

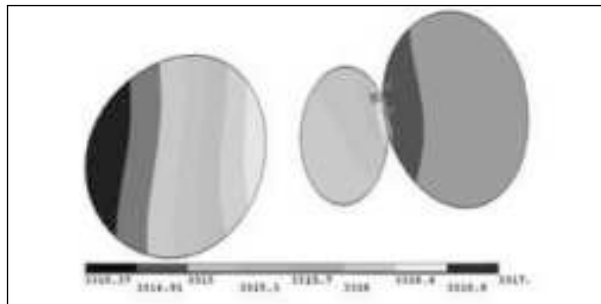
Механические характеристики крови, стенки артерии, тканей сердца:

$\rho_1 = 1050 \text{ кг/м}^3$ ,  $\eta = 0.0037 \text{ Па}\cdot\text{с}$ ,  $\rho_2 = 1378 \text{ кг/м}^3$ ,  $\nu = 0.4$ ,  $E_1 = 5.5 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2$  (модуль Юнга для левой коронарной артерии),  $E_2 = 8 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2$  (модуль Юнга для правой коронарной артерии), где  $\rho_1$  – плотность крови,  $\eta$  – вязкость крови,  $\rho_2$  – плотность стенки артерий,  $\nu$  – коэффициент Пуассона.

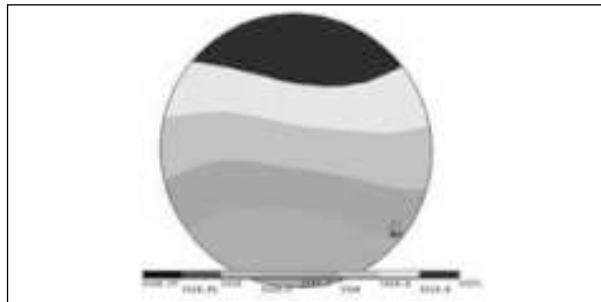
В ходе эксперимента были получены следующие результаты в заданном сечении:

- в районе первого разветвления левой артерии максимальное давление достигается в огибающей ветви (рис. 6). В районе изгиба правой артерии локальное давление крови минимально на внутренней стенке изгиба, а по мере приближения к наружной стенке увеличивается и достигает максимума на самой стенке (рис. 7);

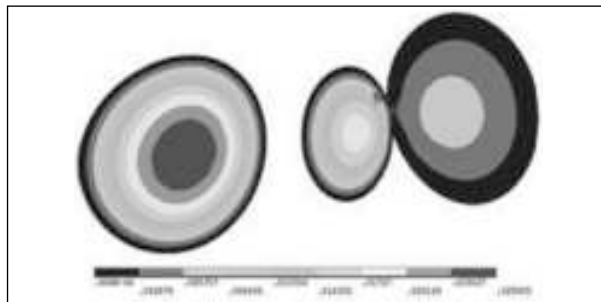
- максимальные значения скорости потока крови достигаются у внутреннего радиуса в районе изгиба артерий (рис. 8, 9). В первом сегменте правой и огибающей ветви левой артерий наблюдаются сравнительно низкие значения скоростей с образованием вихря (рис. 8, 10);



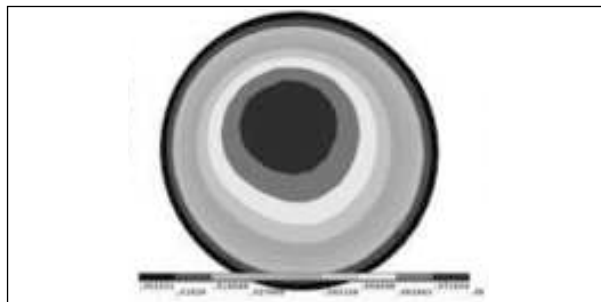
**Рис. 6. Распределение давления в заданном сечении ЛКА**



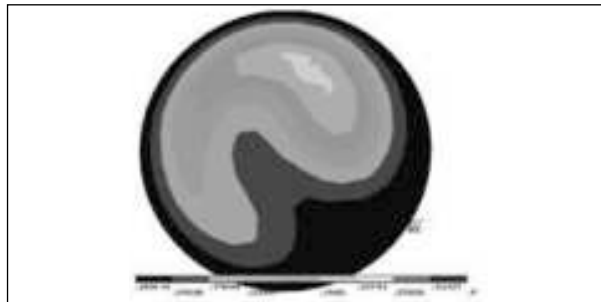
**Рис. 7. Распределение давления в заданном сечении ПКА**



**Рис. 8. Распределение значений скоростей в первом сегменте ЛКА**



**Рис. 9. Распределение значений скоростей в районе изгиба ПКА**



**Рис. 10. Распределение значений скоростей в первом сегменте ПКА**



Рис. 11. Распределение значений касательных напряжений на стенках ЛКА

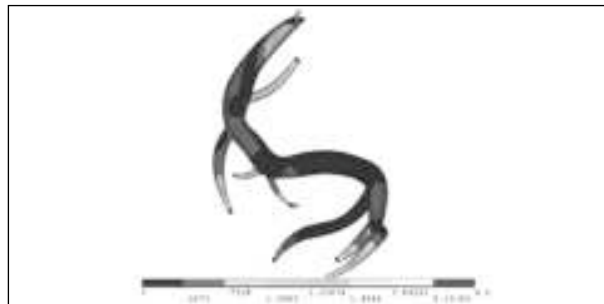


Рис. 12. Распределение значений касательных напряжений на стенках ПКА

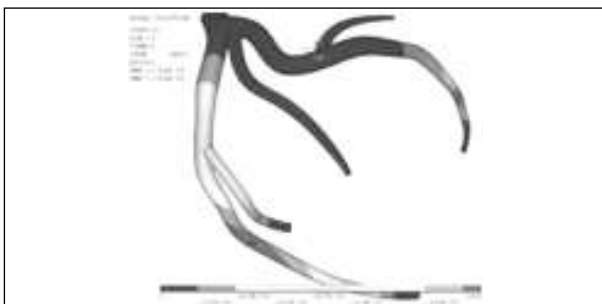


Рис. 13. Распределение перемещений узлов элементов ЛКА



Рис. 14. Распределение перемещений узлов элементов ПКА

– как в зоне бифуркации, так и в зонах перегиба, за счет разницы давления (у наружного и внутреннего радиуса) возникают потоки поперечной циркуляции, имеющие характер завихрения; в районе перегибов наблюдаются низкие касательные напряжения (рис. 11, 12);

– максимальные значения вектора перемещений узлов элементов достигаются в районе изгиба передней нисходящей ветви левой коронарной артерии (рис. 13), а так же на внешнем радиусе в районе перегиба правой артерии (рис. 14).

### References:

1. Malek A.M., Alper S.L., Izumo S. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. // J. Am. Med. Assoc. 282(21), 1999. P. 2035–2042.
2. Cunningham, K.S., Gotlieb, A.I. The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis. // Lab. Invest. 85 (1), 2005. P. 9–23.
3. Jung J., Lyczkowski R.W., Panchal Ch. B., Hassanein A. Multiphase hemodynamic simulation of pulsatile flow in a coronary artery // J. Biomech. 2006. Vol. 39, issue 11. P. 2064-2073.
4. Gotlieb A.I. Atherosclerosis // Cardiovascular Pathology. 3rd ed. / eds. M.D. Silver, A.I. Gotlieb, F.J. Schoen. – N.Y.: Churchill Livingstone, 2001. P. 68-106.
5. Kumar A. Computational Model of Blood Flow in the Presence of Atherosclerosis // 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). Singapore IFMBE Proceedings, 2010. Vol. 31, part 6. P. 1591-1594.
6. Авалиани В.М., Червов И.И., Шобнин А.Н. Коронарная хирургия при мультифокальном атеросклерозе. // М., 2005 Универсум. 384 с.

