



УДК 539.3

ЧИСЛЕННЫЙ АНАЛИЗ ПАТОЛОГИЙ ПОЧЕЧНОЙ АРТЕРИИ

О. А. Щучкина*, А. А. Голядкина*, А. В. Аристамбекова*,
Д. Ю. Потапов**

*Саратовский государственный университет

E-mail: nano-bio@sgu.ru

**Саратовский государственный медицинский университет

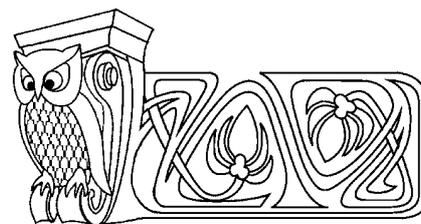
Проведено математическое моделирование на основе экспериментальных данных, полученных с помощью современных методов исследования (ультразвукового, ангиографии, спиральной компьютерной томографии с трехмерной реконструкцией). Создана анатомически точная компьютерная модель почечной артерии. Изучены основные принципы изменения кровотока с учетом напряженно-деформированного состояния стенок почечных артерий в норме, при патологии и гемостазе внутриорганных ветвей.

Ключевые слова: конечно-элементный анализ, почечная артерия, аневризма, стеноз, гемостаз, напряженно-деформированное состояние, гемодинамика.

ВВЕДЕНИЕ

Современные исследования в области биомеханики носят прикладной характер и направлены на выявление особенностей процессов, протекающих в биомеханических системах. Использование методов математического моделирования позволяет установить взаимосвязь между процессами, протекающими на микроуровне, и изменениями в механике органов и систем, возникающими в результате заболевания, на макроуровне, что, в свою очередь, помогает разработке диагностических, лечебных и фармацевтических технологий. В частности, результаты математического моделирования дают возможность оперирующему хирургу грамотно выбрать метод операционного вмешательства, избежать потенциальных ошибок во время операции, что приводит к существенному улучшению результатов лечения больных. Математическое моделирование биомеханических систем включает в себя несколько этапов: постановка медицинской задачи; проведение биомеханического анализа; разработка математической модели исследуемой системы или процесса; постановка корректной математической задачи; численное решение задачи; визуализация и анализ полученных результатов. При математическом моделировании широко применяется метод конечных элементов (МКЭ). На сегодняшний день опубликовано большое количество статей, в которых для описания процессов в мочевыводящей системе в норме при патологических состояниях и различного рода воздействиях используется МКЭ: моделирование процессов повреждения почек при их травме и определение свойств тканей почек [1–4]; моделирование оперативного вмешательства на почках (микроволновая хирургия, дистанционная литотрипсия) [5–9]; моделирование уродинамики мочеточника и мочевого пузыря [10–12]. К сожалению, отсутствуют публикации, посвященные математическому моделированию поведения почечных артерий (ПА, рис. 1).

В основе большинства заболеваний мочевыводящей системы лежит нарушение кровоснабжения почек, причинами которого наиболее часто являются стеноз и аневризмы стенки артерии. К нарушению кровоснабжения почек приводит также хирургический метод лечения онкоурологических заболеваний. На ранних стадиях проводят органосохраняющую



Numerical Analysis of Renal Artery Pathologies

O. A. Schuchkina, A. A. Goliadkina, A. V. Aristambekova,
D. Yu. Potapov

Mathematical modeling based on experimental data (ultrasonic imaging, angiography, 3D reconstruction via spiral computed tomography) was performed. Anatomically precise model of renal artery was created. Basic principles of blood flow dynamics with stress-strain state of artery walls were studied for normal, pathologic renal arteries and arteries with hemostasis of intraorganic branches.

Key words: finite element analysis, renal artery, aneurysm, stenosis, hemostasis, stress strain state, hemodynamics.

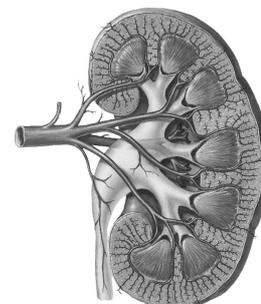


Рис. 1. Артериальная сеть почки

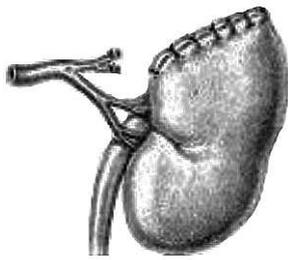


Рис. 2. Резекция почки

операцию (резекция), удаляют часть пораженного участка почки (рис. 2) и полное или частичное удаление одной и более внутриорганных ветвей почечной артерии (перевязка кровеносных сосудов — гемостаз).

Проведенное исследование позволило получить знания о кровотоке с учетом напряженно-деформированного состояния стенок почечных артерий в норме, при патологии и при гемостазе внутриорганных ветвей и дало возможность выявить особенности процессов, происходящих в данной биомеханической системе.

1. МЕТОДЫ

1.1. Построение моделей

Построение модели почечной артерии проводилось на основе данных спиральной компьютерной томографии (КТ) с трехмерной реконструкцией с использованием программного пакета MIMICS (рис. 3). Полученная модель была доработана в системе автоматизированного проектирования SolidWorks 2008 (SolidWorks corporation) путем сглаживания неровностей и восстановления участков сосудистого русла и тканей почки, которые не были распознаны средствами MIMICS (рис. 4, 5). Также были построены 3D модели ПА со стенозом, аневризмами (ложная и истинная) и модель ПА, имитирующая гемостаз одной или двух ветвей (рис. 6).

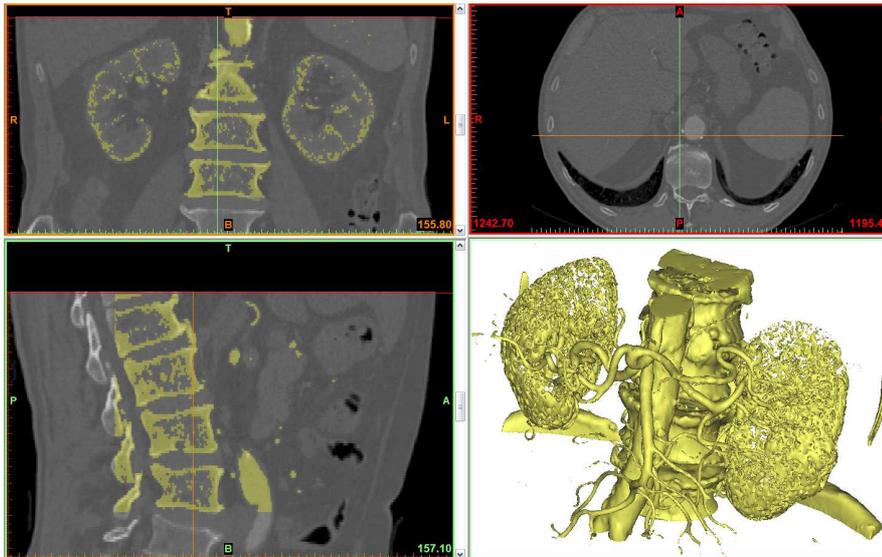


Рис. 3. Создание трехмерной геометрии почечной артерии по снимкам КТ

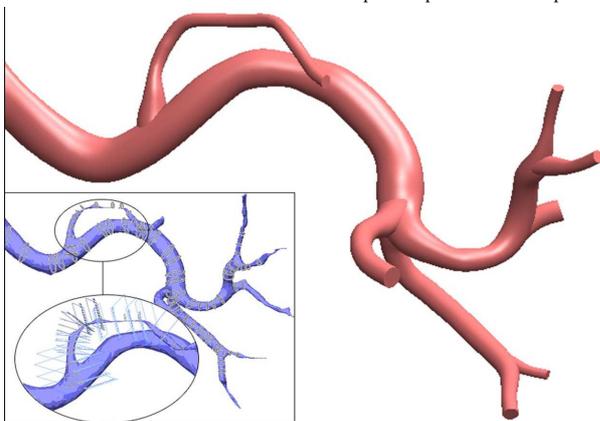


Рис. 4. Модель почечной артерии, доработанная в SolidWorks

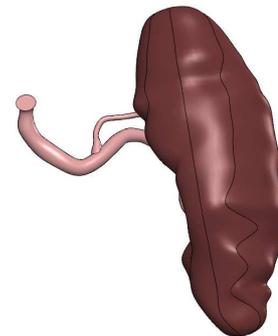


Рис. 5. Модель почечной артерии с почкой

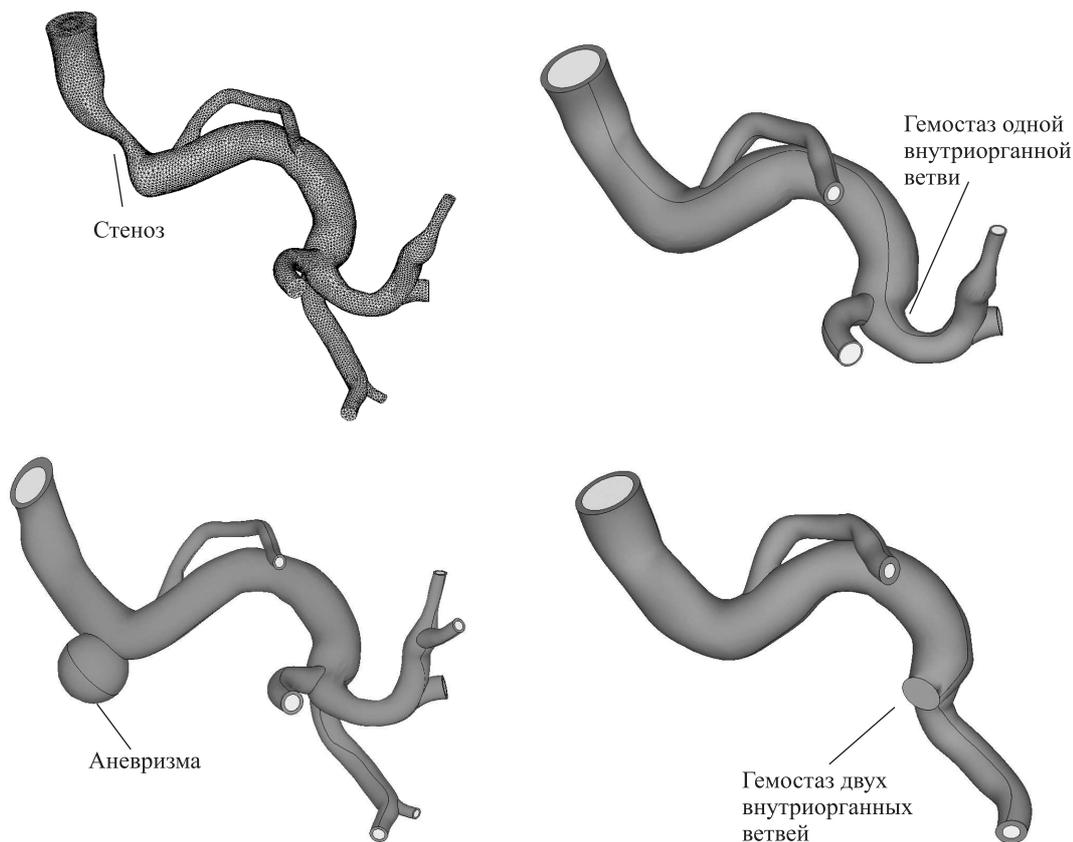


Рис. 6. Патологии почечной артерии

1.2. Численный эксперимент

Полученные модели были импортированы в ANSYS Multiphysics. Для последующих расчетов на данные объемы была наложена нерегулярная тетраэдрическая сетка с размером элементов 0.0005 м.

Кровь предполагалась однородной, несжимаемой и ньютоновской жидкостью, материал стенок — однородным, изотропным и идеально упругим. Движение стенки описывалось вторым законом Ньютона. Торцы сосуда жестко закреплены. На стенке артерии ставилось условие равенства скоростей частиц жидкости, прилегающих к стенке, и соответствующих частиц стенки (рис. 7). На входе в артерию задавалась функция скорости течения крови, изменяющаяся по физиологическому закону. На выходе задавалось постоянное давление. Механические характеристики крови и стенки артерии были взяты в виде $\rho_1 = 1050 \text{ кг/м}^3$ (плотность крови), $\eta = 0.0037 \text{ Па}\cdot\text{с}$ (вязкость крови), $\rho_2 = 1378 \text{ кг/м}^3$ (плотность тканей стенки ПА), $\nu = 0.4$ (коэффициент Пуассона), $E = 2.5 \cdot 10^6 \text{ Н/м}^2$ (модуль Юнга здоровой ПА), $E = 0.5 \cdot 10^6 \text{ Н/м}^2$ (модуль Юнга ПА с атеросклеротическим поражением) [13–14].

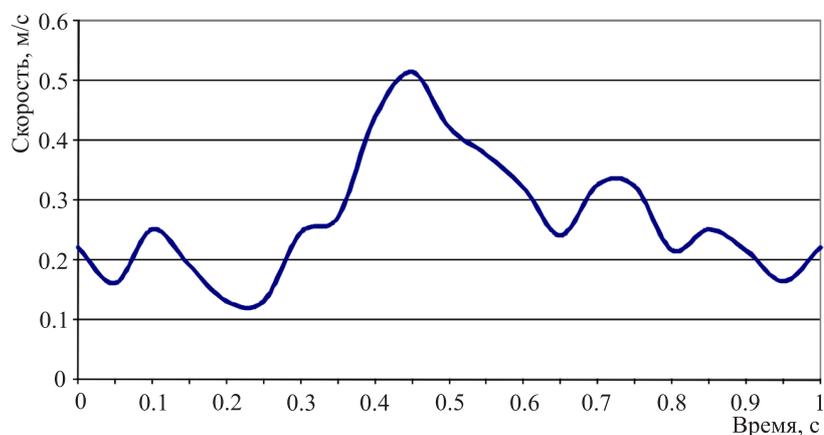


Рис. 7. График функции скорости течения крови



2. РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ

По результатам численного эксперимента был проведен анализ данных изменения кровотока с учетом напряженно-деформированного состояния стенок ПА в зависимости от фазы сердечного цикла.

Были рассмотрены следующие задачи:

- 1) ПА в норме, без учета воздействия тканей почки;
- 2) ПА в норме, с учетом воздействия тканей почки;
- 3) гемостаз одной внутриорганный ветви ПА;
- 4) гемостаз двух внутриорганных ветвей ПА;
- 5) ПА с аневризмой стенки (ложная и истинная);
- 6) ПА со стенозом 45% и 60%.

В диастолической фазе сердечного цикла для ПА в норме при патологии и гемостазе ветвей значимых различий в данных, полученных по результатам численного анализа, не наблюдается.

Результаты, полученные в сердечный цикл систолы, представляют собой большой интерес, так как в эту фазу достигаются наибольшие значения всех параметров за счет максимальной скорости кровотока на входе в ПА. Рассмотрим более подробно каждую из задач.

При решении первой задачи максимальные значения вектора перемещения узлов (4.7 мм) достигаются в районе изгиба ПА. Наибольшие значения скорости потока, равные 1.8 м/с, наблюдаются на прямолинейных участках ПА в основном на выходах внутриорганных ветвей артерии. Места локализаций максимального и минимального значений давления и напряжений совпадают. Давление и напряжения достигают наибольших значений в первом сегменте основного русла ПА.

При решении второй задачи на узлах элементов, принадлежащих внешней стенке артерии, соприкасающейся с внутренними тканями почки (паренхимой), задавалось жесткое закрепление. Данное граничное условие физиологически корректно, так как в организме почка зафиксирована за счет связочного аппарата и поддерживающего эффекта околопочечной жировой клетчатки. Модули Юнга паренхимы и ПА примерно равны (2 МПа и 2.5 МПа соответственно). Внешняя оболочка почки — капсула, в 10 раз превосходит по модулю Юнга паренхиму [4].

В результате численного эксперимента максимальные значения вектора перемещения узлов (2.4 мм) смещаются в первый сегмент основного русла. Наибольшие значения скорости потока (2.85 м/с) наблюдаются во внутриорганных ветвях ПА. Распределение давления и напряжений аналогично первой задаче.

Сравнительный анализ результатов первой и второй задач позволил сделать вывод о целесообразности рассмотрения ПА с учетом воздействия тканей почки. Задачи с третьей по шестую были решены с учетом данного граничного условия.

Численный эксперимент ПА с гемостазом одной внутриорганный ветви показал снижение максимальных значений скорости и давления потока в 2 раза по сравнению со значениями ПА в норме. Для ПА с гемостазом двух внутриорганных ветвей значения скорости потока возрастают более чем в 3 раза от значений ПА в норме. Картины распределения напряжений для ПА с гемостазом одной или двух внутриорганных ветвей полностью совпадают с местами локализаций максимального и минимального значений ПА в норме.

Изучение поведения ПА с аневризмой (ложная и истинная) показало, что в зоне ампулы аневризмы наблюдается максимум давления и турбулентное течение с низкими значениями скоростей. Вектора перемещения узлов достигают максимальных значений в вершине ампулы аневризмы.

Для ПА со стенозом наблюдаются особенности распределения давления, зависящие от степени сужения русла сосуда. Максимальное давление достигается в зоне, предшествующей стенозу. При этом в ПА с 45% сужением значения в 2 раза меньше показателей ПА в норме, а для ПА с 60% сужением — превосходят в 5 раз. Дистальнее стеноза значения давления в обоих случаях уменьшились до 25 мм рт. ст. Наибольшие значения скорости в обоих случаях наблюдаются в центральной зоне патологического участка и достигают 7.2 м/с при 60% стенозе и 3.1 м/с — при 45% стенозе.



ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты математического моделирования дадут возможность оперирующему хирургу учесть особенности процессов, происходящих в системе кровообращения почки, позволят грамотно выбрать метод операционного вмешательства и избежать потенциальных ошибок во время операции, что приведет к существенному улучшению результатов лечения больных.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проект 12-01-31264).

Библиографический список

1. *Snedeker J. G., Barbezat M., Niederer P., Schmidlin F. R., Farshad M.* Strain energy density as a rupture criterion for the kidney : impact tests on porcine organs, finite element simulation, and a baseline comparison between human and porcine tissues // *J. Biomech.* 2005. № 38. P. 993–1001.
2. *Snedeker J. G., Niederer P., Schmidlin F. R., Farshad M., Demetropoulos C. K., Lee J. B., Yang K. H.* Strain-rate dependent material properties of the porcine and human kidney capsule // *J. Biomech.* 2005. № 38. P. 1011–1021.
3. *Weinberg K., Ortiz M.* Shock wave induced damage in kidney tissue // *Computational Materials Science.* 2005. № 32. P. 588–593.
4. *Глыбочко В. П., Николенко В. Н., Понукалин А. Н., Потапов Д. Ю., Белова Ю. А.* Биомеханические свойства почки в эксперименте // *Научно-теоретический медицинский журн. Морфология.* 2010. № 4. С. 56–57.
5. *He X., McGee S., Coad J., Schmidlin F., Iaizzo P. A., Swanlund D. J., Kluge S., Rudie E., Bischof J. C.* Investigation of the thermal and tissue injury behaviour in microwave thermal therapy using a porcine kidney model // *Intern. J. Hyperthermia.* 2004. № 20(6). P. 567–593.
6. *Meyer M., Velte H., Lindenborn H., Bangert A., Dahlhaus D., Albers P.* Radiofrequency ablation of renal tumors improved by preoperative ex-vivo computer simulation model // *J. Endourol.* 2007. № 21(8). P. 886–890.
7. *He X., Bischof J.* Analysis of thermal stress in cryosurgery of kidneys // *J. Biomech. Engin.* 2005. № 127(4). P. 656–661.
8. *Weinberg K., Ortiz M.* Kidney damage in extracorporeal shock wave lithotripsy: a numerical approach for different shock profiles // *Biomech. Model Mechanobiol.* 2009. № 8(4). P. 285–299.
9. *Afshari E., Najarian S., Simforoosh N.* Application of artificial tactile sensing approach in kidney-stone-removal laparoscopy // *Biomed. Mater. Engin.* 2010. № 20(5). P. 261–267.
10. *Vahidi B. A., Fatouraei N.* A numerical simulation of peristaltic motion in the ureter using fluid structure interactions // *Proc. Conf. IEEE Engin. Med. Biol. Soc. Lyon, France, 2007.* P. 1167–1171.
11. *Krywonos J., Fenwick J., Elkut F., Jenkinson I., Liu Y. H., Brunt J. N. H., Scott A., Malik Z., Eswar C., Ren X.J.* MRI image-based FE modelling of the pelvis system and bladder filling // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2010. № 13(6). P. 669–676.
12. *Keshtkar J.* Modeled current distribution inside the normal and malignant human urothelium using finite element analysis // *IEEE Trans. Biomed. Engin.* 2008. № 55 (2 Pt. 1). P. 733–738.
13. *Kamenskiy A., Pipinos I., Desyatova A., Salkovskiy Y., Kossovich L., Kirillova I., Bockeria L., Morozov K., Polyayev V., Lynch T., Dzenis Y.* Finite Element Model of the Patched Human Carotid // *Vascular and Endovascular Surgery.* 2009. Vol. 43, № 6. P. 533–541.
14. *Павлова О. Е., Грамакова А. А., Морозов К. М., Суслов И. И.* Гемодинамика и механическое поведение бифуркации сонной артерии с патологической извитостью // *Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. 2010. Т. 10. Сер. Математика. Механика. Информатика, вып. 2.* С. 66–73.